



Pro gradu - tutkielma

Fysiikka

Kudostiheyden ja varjoainepitoisuuksien määrittäminen kaksoisenergiatietokonetomografialla

Tuomas Vuokko

2019

Ohjaaja: Dos. Liisa Porra

Tarkastajat: Prof. Sauli Savolainen

Dos. Liisa Porra

UNIVERSITY OF HELSINKI

DEPARTMENT OF PHYSICS

P.O. Box 64 (Gustaf Hällströmin katu 2 A)

00014 University of Helsinki



Tiedekunta/Osasto Fakultet/Sektion – Faculty Faculty of Science		Laitos/Institution– Department Department of Physics	
Tekijä/Författare – Author Tuomas Vuokko			
Työn nimi / Arbetets titel – Title Kudostiheyden ja varjoainepitoisuuksien määrittäminen kaksoisenergiatietokonetomografialla			
Oppiaine /Läroämne – Subject Physics			
Työn laji/Arbetets art – Level Master's Thesis		Aika/Datum – Month and year March 2019	Sivumäärä/ Sidoantal – Number of pages 45
Tiivistelmä/Referat – Abstract			
<p>Tietokonetomografia on keksimisestään 1970-luvulla asti mullistanut radiologian mahdollistamalla entistä nopeamman ja tarkemman diagnostiikan. Traumakuvantaminen sekä pidempiaikaisten muutosten, kuten syöpäkasvaimien havaitseminen on laitteiden edelleen kehittyessä varmempaa. Kaksoisenergiatietokonetomografiatomografia on ollut jo jonkin aikaa kliinisessä käytössä, ja se on tuonut uusia, vielä hieman vähemmän tunnettuja työkaluja radiologien käyttöön. Työssä tarkastellaan osaa näistä työkaluista, ja tutkitaan kaksoistietokonetomografian mahdollisesti tuomia etuja perinteiseen tietokonetomografiakuvaukseen verrattuna.</p> <p>Työn toteuttamiseen käytettiin toisen sukupolven Siemens SOMATOM Definition Flash –TT-laitteistoa sekä niiden ohessa tulevaa Syngovia-ohjelmistoa. Tutkimuksessa käytettävät jodivarjoaineet sekoitettiin veteen suhteessa, jotka vastaisivat mahdollisimman hyvin potilaissa mahdollisesti havaittavia varjoainepitoisuuksia. Varjoainekoeputket asetettiin tietokonetomografialaitteen kalibroimisessa käytettävään CIRS 062M fantomiin ja kuvattiin kaksoisenergiaprotokollalla. Kuvasarjojen tiedot taulukoitiin Syngovia-ohjelmistoa sekä ImageJ-ohjelmaa käyttämällä.</p> <p>Varjoaineen konsentraation määrittämisessä päästiin diagnostisella alueella (0-300 HU) oletusarvoja hyvin vastaaviin tuloksiin (keskimäärin $\pm 6,3\%$ torsofantomilla, $\pm 4,6\%$ pääfantomilla). Syngovian tuottamissa virtuaalinatiivikuvissa, eli kuvissa joista jodivarjoaine häivytetään, alle 200 HU alueella päästiin lähelle veden oletusarvoa 0 HU, korkeammilla varjoainepitoisuuksilla ohjelmisto ei tähän enää pystynyt. Järjestysluvun ja kohteen tiheyden arvioinnissa saatiin myös oletusarvoja erittäin hyvin vastaavia tuloksia.</p> <p>Kaksoisenergiatietokonetomografiasovelluksia on jo nyt lukuisia, ja jos menetelmät ja laitekanta yleistyvät, niitä varmasti kehitetään edelleen. Laskentatehon kasvaessa tietokoneiden kehittymisen myötä monimutkaisetkin algoritmit ovat nopeita suorittaa. Visuaaliset työkalut auttavat diagnostiikassa ja menetelmän antama laskennallinen lisäinformaatio on kiistaton.</p>			
Avainsanat – Nyckelord – Keywords CT, TT, kaksoisenergiatietokonetomografia , Dual energy computed tomography, radiation therapy, iodine contrast agent, treatment planning			
Säilytyspaikka – Förvaringställe – Where deposited			
Muita tietoja – Övriga uppgifter – Additional information			

Sisällysluettelo

1	Johdanto	5
1.1	Röntgensäteilyn historia	5
1.2	Tietokonetomografian varhaisvaiheet	5
2	Menetelmät	6
2.1	Röntgensäteilyn tuotto	6
2.2	Röntgensäteilyn spektri	7
2.3	Kuvailmaisimet.....	8
2.4	Tietokonetomografia	9
2.4.1	Laitteisto.....	9
2.4.2	Ilmaisimista	10
2.4.3	Kuvaus.....	12
2.4.4	Lyhyesti matemaattisista menetelmistä.....	13
2.4.5	Kuvanmuodostus	13
2.4.6	Valmiin kuvan käsittely ja analysointi	17
2.5	Kaksoisenergiatietokonetomografia	19
2.5.1	DECT yhden energian laitteella	19
2.5.2	Nopean jännitevaihtelun tekniikka	20
2.5.3	Vaihtuva suodatus	21
2.5.4	Kaksi Röntgenlähdettä	22
2.5.5	Kuvailmaisinsuodatus	24
2.6	Kaksoisenergiatietokonetomografia lääketieteessä	25

2.6.1	Diagnostiikka ja kontrasti	25
2.6.2	Sädehoidon annossuunnittelu.....	26
3	Mittaukset	28
3.1	Laitteisto	28
3.2	Mittausvalmistelut ja mittaukset.....	29
3.3	Kuvien ja tulosten käsittely	32
3.4	Tilastollinen analyysi	33
3.5	Rekonstruktiot	33
4	Tulokset	35
4.1	Varjoainekonsentraation mittaus	35
4.2	Virtuaalinatiivit.....	38
4.3	Tiheyden (ρ) ja järjestysluvun (Z) arviot.....	40
5	Johtopäätökset ja yhteenveto	45
	Lähdeluettelo	47
	Liitteet	50

Taulukkoluetelo

Taulukko 3.1 Fantomin ilmoitetut elektroni tiheys ja tiheysarvot	31
Taulukko 3.2 Syngovian rekonstruktiot.....	33
Taulukko 4.1 Jodikonsentraatiomittaukset	35
Taulukko 4.2 Tiheys ja Z-luku. Syngovian antamat arvot, kuvasta 4.8	43
Taulukko 4.3 Mitatun TT-luvun ja tunnetun tiheyden poikkeaman vertailu	44

Kuvaluettelo

Kuva 2.1 Tyypillinen Röntgensäteilyspektri.	7
Kuva 2.2 Kanturin perusrakenne	10
Kuva 2.3 Tavanomaisia reseptorimateriaaleja.....	11
Kuva 2.4 Helikaalinen TT-kuvaus (Helical, Spiral CT-scan)	12
Kuva 2.5 Yksinkertainen 4x4 vaimennuskerroinmatriisi.	15
Kuva 2.6 Massavaimennuskertoimia tavanomaisille kudoksille	16
Kuva 2.7 Kohde kuvattuna kahdella eri putkijännitteellä:	17
Kuva 2.8 TT-luvut kudoksittain.....	18
Kuva 2.9 Kahden energian spektrit eri aikaan otettuna	20
Kuva 2.10 Kahden eri suodatuksen energiaspektrit.....	22
Kuva 2.11 Kahden röntgenputken energioiden spektrit	23
Kuva 2.12 Kuvailmaisinsuodatus: Suodattimien vaikutus spektriin ..	24
Kuva 3.1 Fantomin asettelu.	30
Kuva 3.2 ImageJ-ohjelmalla tehty vertailu.	32
Kuva 4.1 Jodikonsentraatiot-pylväsdiagrammi.	36
Kuva 4.2 Jodikonsentraatiorekonstruktio koko fantomilla	37
Kuva 4.3 Jodikonsentraatiorekonstruktio vain sisärenkaalla.....	37
Kuva 4.4 100/140kV dual energy virtual unenhanced	39
Kuva 4.5 100/140 dual energy virtual unenhanced	39
Kuva 4.6 Virtuaalinatiivien TT-lukujen vertailu.	40
Kuva 4.7 Järjestysluku-rekonstruktio.	42
Kuva 4.8 Järjestysluvun sekä tiheyden arviointi	42

1 Johdanto

Tietokonetomografia on keksimisestään 1970-luvulla asti mullistanut radiologian mahdollistamalla entistä nopeamman ja tarkemman diagnostiikan. Traumakuvantaminen sekä pidempiaikaisten muutosten, kuten syöpäkasvaimien havaitseminen on laitteiden edelleen kehittyessä varmempaa. [1] Kaksoisenergiatietokonetomografia on ollut jo jonkin aikaa kliinisessä käytössä, ja se on tuonut uusia, vielä hieman vähemmän tunnettuja työkaluja radiologien käyttöön. Työssä tarkastellaan osaa näistä työkaluista, ja tutkitaan kaksoistietokonetomografian mahdollisesti tuomia etuja perinteiseen tietokonetomografiakuvaukseen verrattuna, etenkin varjoainekuvauksissa.

1.1 Röntgensäteilyn historia

Wilhelm Conrad Röntgen löysi röntgensäteen ensimmäisenä vuonna 1895, ja tästä alkoi röntgensäteilyn laajempi käyttö lääketieteessä ja ensimmäinen diagnostinen käden röntgenkuva otettiin jo vuonna 1896 [2]. Thomas Alva Edison oli yksi tärkeimmistä röntgenlaitteiston kehittäjistä, parantaen alkuperäistä röntgenputkea ja keksien fluoroskopian perusteet 1890-luvulla [2]. Jo vuonna 1897 William Morton otti ensimmäisen röntgenkuvan koko ihmisen luurangasta [3]. Vuosien saatossa alkuperäistä röntgensäteilylaitteistoa kehitettiin antamaan parempaa kaksiulotteista kuvanlaatua ihmiskehosta. Hermann von Helmholtz puolestaan loi pohjaa röntgensäteiden matemaattiselle mallinnukselle. Laitekehitys Röntgenin katodiputken ajoista toiseen maailmansotaan oli valtava, kuten muussakin tekniikassa. Sodan aikana laitteita kehitettiin toki edelleen, mutta tiedon ja laitteiden leviäminen tapahtui vasta sodan jälkeen 1950-luvulla. [3]

1.2 Tietokonetomografian varhaisvaiheet

Röntgenkuvauksen kaksiulotteisten sovelluksien vielä ollessa kehitteillä, alkoi myös keskustelu stereoskooppisten kolmiulotteisten kuvien ottamisesta käyttämällä kahta eri kuvaussuuntaa. Tietokonetomografian matemaattisen perustan loi Johann Radon jo vuonna 1917 ja Allan MacLeod Cormack vuodesta 1956 eteenpäin, kehitti tästä edelleen vaimennusjakauman matemaattiset menetelmät, joita myös nykyiset tietokonetomografialaitteet käyttävät [3]. Vaikka lukuisia tomografialaitteiden esiaseteita kehiteltiin, ensimmäinen varsinainen tietokonetomografiakuva otettiin vuonna 1971

(Godfrey Newbold Hounsfield, L. Kreel ja J. Ambrose). Tuolloin pään skannaukseen meni 4,5-20 minuuttia, yhden kuvan rekonstruktioon noin 7 minuuttia, resoluutio oli 80x80 pikseliä 3x3mm pikselikoolla leikepaksuuden ollessa 13mm [4]. Tutkimuksen tulokset julkaistiin virallisesti vasta seuraavana vuonna [3]. Tietokonetomografian varsinaisina keksijöinä pidetyt Cormack ja Hounsfield palkittiin lääketieteen ja fysiologian Nobel-palkinnolla vuonna 1979 (Development of computer assisted tomography) [5]. Kun vuoden 1973 loppuun mennessä ensimmäiset kaupalliset TT-laitteet (EMI CT 1000) julkaistiin markkinoille, kuvan muodostamisessa meni laitteella vain 20 sekuntia takaisinprojisointi-rekonstruktiota käyttäen [3]. Seuraavan laitemallin kuvanlaatua parannettiin jo 320x320 pikseliin ja se oli varustettu 30 ilmaisimella sekä vaihdettavalla kuvauskentän koolla, kuvausajan samalla tippuen parhaimmillaan 1:een minuuttiin. [4] Tästä alkoi TT-laitteiden kaupallinen menestys, kilpailu ja kehitys. Nykylaitteet pystyvät skannaamaan suuriakin kohteita jo muutamissa millisekunneissa, kuvanlaadun ja resoluution edelleen parantuessa koko ajan.

2 Menetelmät

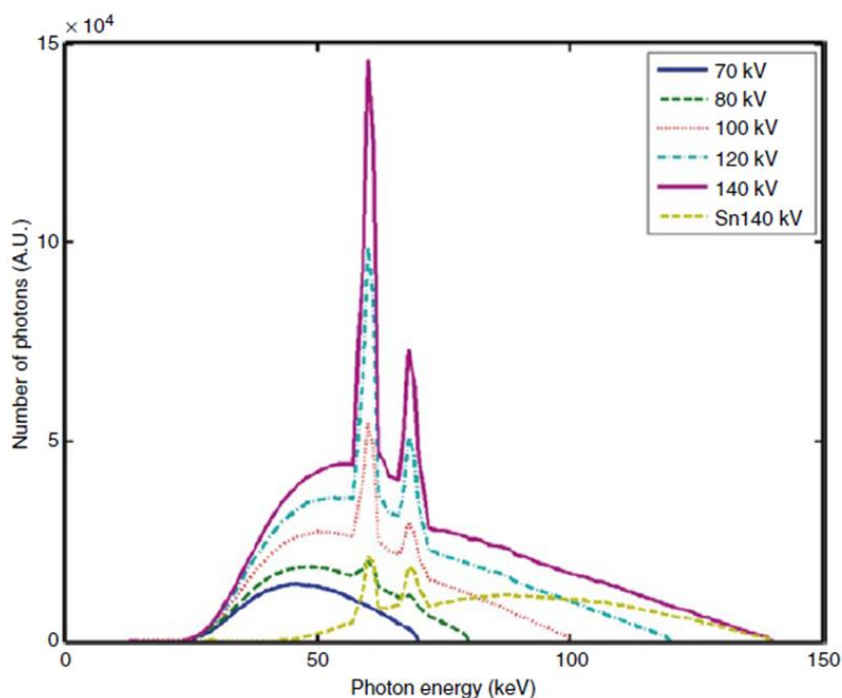
2.1 Röntgensäteilyn tuotto

Röntgenkuvauksessa käytetty säteily tuotetaan röntgenputkella. Putki koostuu generaattorista sekä elektroniputkesta, johon on muodostettu tyhjiö. Alkuperäisen Coolidge'n röntgenputken (W.D Coolidge, 1912) syrjäytti 1950-luvulla kehitetty pyörivä-kohtiainen putki, jossa lämpö saadaan jaettua suuremmalle pinta-alalle. Putkessa elektroneja kiihdytetään generaattorin säätelemällä kiihdytysjännitteellä ja kohtiona toimivaa anodia pommitetaan näillä kiihdytetyillä elektroneilla. Kohtiomateriaaliin osuessaan elektronit synnyttävät sähkömagneettista säteilyä. Elektronien määrää säätävät putkivirta sekä käyttöaika. Elektronien energia siirtyy pääosin (noin 99 %) lämpöenergiaksi. Kohtion materiaalina käytetäänkin siksi tavallisimmin korkean sulamispisteen omaavaa volframia (W) ja lisäksi kohtiota jäähdytetään tehokkaalla vesijäähdytinjärjestelmällä. Vain pieni osa (noin 1 %) elektronien energiasta synnyttää varsinaista röntgensäteilyä, joka koostuu sekä jarrutussäteilystä että karakteristisesta röntgensäteilystä. Jarrutussäteily syntyy elektronin vuorovaikuttaessa atomin kanssa osuessaan kohtioon, ja sen energia voi olla mitä tahansa nollan ja elektronin

alkuperäisen energian välillä. Karakteristisen säteilyn energiat ovat materiaali-riippuvaisia, eli eri materiaaleilla on niille ominaiset elektronien viritysenenergiat, ja näiden viritystilojen purkautuessa ne lähettävät fotoneita, jotka näkyvät piikkeinä säteilyn energiajakaumassa. Säteilyn energiajakaumaa voidaan muuttaa kiihdytinjännitettä muuttamalla sekä myös erilaisia suodattimia käyttämällä. Suodattimilla säteilystä voidaan esimerkiksi vaimentaa säteilykeilan matalaenerginen osuus, joka muuten pääasiassa vaimentuisi potilaaseen. Normaalikäyttöjännitteillä syntynyt röntgensäteily on 80-95-prosenttisesti jarrutussäteilyä ja 5-20 prosenttisesti karakteristista röntgensäteilyä. Näin syntyvä jatkuvaenerginen röntgensäteily rajataan kollimaattoreiden avulla kohteeseen. [1]

2.2 Röntgensäteilyn spektri

Röntgenputki tuottaa säteilyjakauman eli spektrin, jonka energia ilmoitetaan yleensä kiloelektronivolteina (keV). Maksimienergia vastaa käytettyä putkijännitettä, ja säteilyspektrin keskienergia on siihen suoraan verrannollinen. Kohtiomateriaalin, joka on tavallisimmin volframi, ominaispiikit näkyvät myös spektrissä. Kliinisissä sovel-luksissa putkivirta on tavallisimmin 70-140 kV, jota vastaa energiat välillä 30 ja 140 keV. Kuvassa 2.1 nähdään tyypillinen röntgenspektri usealla eri putkijännitteellä.



Kuva 2.1 Tyypillinen röntgensäteilyspektri eri putkijännitteillä.

keskienergiat ovat välillä 47 ja 69 keV, riippuen putkijännitteestä. [6]

Röntgensäteilyn vaimentuminen materiaalissa riippuu sen energiasta, kohteen tiheydestä sekä siitä, mitä alkuaineita (Järjestysluku, Z) kohde sisältää. Kokonaisvaimennus voidaan jakaa valosähköisen ilmiön ja comptonin sironnan komponentteihin, tietyssä pisteessä (x, y, z):

$$\mu(x,y,z) (E) = \mu_{compton} (E) + \mu_{valosähkö} (E) \quad (3.1)$$

Yhdellä säteilyenergialla kuvaamalla, kaksi kohdetta voivat laskennallisesti saada saman massavaimennuskertoimen, vaikka niillä olisi erilainen materiaalikompositio sekä tiheys. Esimerkiksi kalkkeuma eli plakki verisuonessa ei erottuisi jodivarjoaineesta. Kahta eri säteilyjakamaa käyttämällä voidaan monessa tapauksessa erotella varsin hyvin comptonin sironnan ja valosähköisen ilmiön komponentit, ja näin saada lisätietoa materiaalin koostumuksesta. [6]

2.3 Kuvailmaisimet

Varhaisimmat kuvailmaisimet olivat valolta suojattuja valokuvafilmejä, joissa röntgensäteilyä saaneet kuvan osat näkyvät tummempina kehittämisen jälkeen. Filmin herkkyys oli pieni, mutta sitä voitiin parantaa kasvattamalla hopeabromidipitoisuutta ja tekemällä valoherkkä emulsio filmin molemmille puolille. Kuvalevytekniikassa röntgenfilmien valotus tapahtui epäsuorasti vahvistuslevyjen avulla.

Vahvistuslevyjen tuikemateriaalit vuorovaikuttavat röntgensäteilyn kanssa, ja niissä syntyvä näkyvä valo tai ultraviolettivalo valottaa filmin, joka edelleen luetaan lukulaitteella ja muutetaan digitaaliseen muotoon. Jokaista vaimentunutta röntgenfotonia kohden vapautuu satoja tai tuhansia näkyvän valon fotoneja. Laitteiden kvanttihavainnointitehokkuus (QDE, quantum detection efficiency) eli materiaalin kanssa vuorovaikuttavien fotonien osuus on huomattavasti parantunut ja tehokkuutta voidaan kasvattaa myös levyä paksuntamalla. Usein joudutaan kuitenkin tekemään kompromissi piirtotarkkuuden, säteilyannoksen ja kuvalevyn koon välillä.

Modernit digitaaliset ilmaisimet ovat huomattavasti herkempiä ja riittävä kontrasti voidaan saada huomattavasti pienemmillä säteilyannoksilla. Aktiivimatriisi-

ilmaisimet pystyvät muuntamaan röntgensäteilyn suoraan sähköiseksi signaaliksi amorfisesta seleenistä tehdyssä kerroksessa tai epäsuorasti loisteaineen kautta lukulaitteelle. Kehitteillä oleva fotonilaskentatekniikka antaisi fotonin paikkatiedon lisäksi tietoa myös sen energiasta, jolloin pienemmästä määrästä röntgensäteilyä saataisiin huomattavasti enemmän tietoa kohteesta samalla parantaen tehokkuutta. [7]

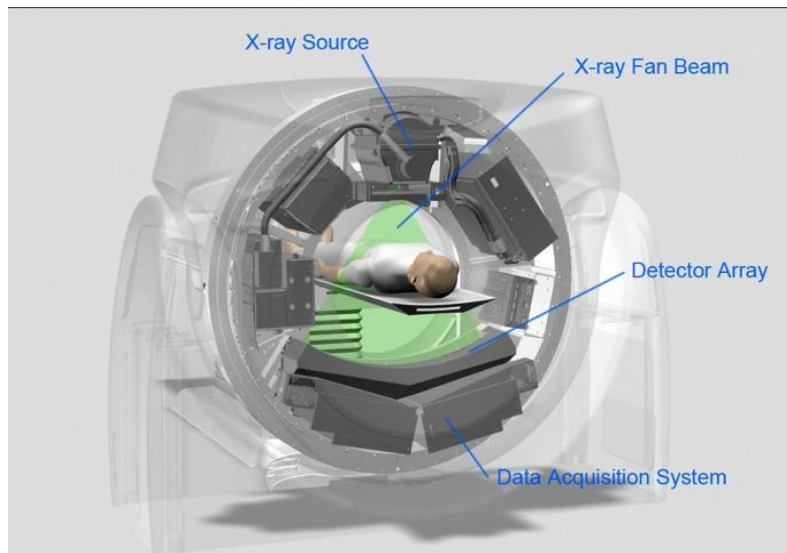
2.4 Tietokonetomografia

Tietokonetomografia (TT) tarkoittaa leikettäistä kuvanmuodostusta, joka tehdään kuvaamalla kohdetta useasta suunnasta, jolloin saaduista projektiokuvista voidaan laske-
kennallisesti muodostaa kolmiulotteinen malli kohteesta. [1] Järjestelmät kehittyvät jatkuvasti, ja TT-laitteista onkin tullut entistä kompaktimpia, tarkempia sekä nopeampia suhteessa potilaan saamaan säteilyannokseen. Kehitystyö ja laitteiden valmistus edellyttää useiden osa-alueiden tuntemusta, elektronisista komponenteista ja optiikasta matematiikan, fysiikan ja tietotekniikan kautta lääketieteeseen ja anatomiaan. TT:n kehitys ja käyttösovellukset ovat keskittyneet lähinnä sen lääketieteellisiin sovelluksiin, mutta myös teollisuus, turvallisuusalat sekä tutkimustyö (mikrotomografia) hyödyntävät alati kehittyviä tietoja sekä laitteistoja. TT-laitteella tuotetut kuvat ovat huomattavasti yksityiskohtaisempia ja antavat kattavampia tietoja elimistöstä kuin tavalliset kaksiulotteiset projektiokuvat.

2.4.1 Laitteisto

TT-laitteisto koostuu useasta komponentista. Kanturi (engl. Gantry) sisältää kaikki komponentit, joita tarvitaan potilaan vaimennusprofiilin tallentamiseen jokaisesta kulmasta. Potilaan ympäri pyörivä röntgenputki sekä jäähdytinsäätöjärjestelmä, kollimaattori, suodattimet, ilmaisimet sekä tiedontallennusjärjestelmät on upotettu kanturiin (Kuva 2.2). Nopeasti pyörivään kanturiin kohdistuu helposti moninkertaisesti painovoimaa vastaavia voimia, joten monimutkaisen laitteiston on oltava kestävä. Sähkön siirto toteutetaan ns. Slip-ring-tekniikalla, jonka avulla sähköteho voidaan siirtää kanturin 360 astetta pyöriville komponenteille. Säteilylähteenä toimii röntgenputki. Sen ja virtalähteen jäähdytysjärjestelmien on oltava tehokkaita usein pitkien kuvausprotokollien takia. Jäähdyttiminä toimivat normaalisti joko vettä tai öljyä

lämmönjohtajana käyttävät nestejäähdytysjärjestelmät.



Kuva 2.2 Kanturin perusrakenne [8]

Röntgensäteilykeilan rajaimina toimivat kollimaattorit, pituussuunnassa sädekeilan leveys on pieni, ja tämän takia näin kollimoitua sädekeilaa kutsutaankin usein viuhkakeilaksi. Kohdetta liikutetaan säteilykeilassa liikkuvan potilaspöydän avulla. Pöydän liikkeen vastakkaisessa suunnassa, eli x-y tai aksiaalisuunnassa, sädekeilan ko-koa voidaan muokata ilmaisimen dynaamisen alueen mukaan. Säteilysuodattimia voidaan käyttää edelleen muuttamaan säteilyn spektriä haluttuun suuntaan. [7]

2.4.2 Ilmaisimista

Varhaiset ilmaisimet olivat käytännössä valokuvafilmejä, epäkäytännöllisiä ja varsin-kin harmaasävyresoluutioltaan rajoittuneita. Kaupalliset röntgenlaitteet käyttivät pitkään kuvalevytekniikkaa, jossa säteilyyn reagoivaa kuvalevymateriaalia pidetään suljetussa, röntgenlaitteeseen asetetussa kasetissa. Varhaisien filmille otettavien röntgenkuvien diagnostiikka tapahtui valotaululla, mutta digitalisoitumisen myötä siirryttiin käyttämään kuvanlukulaitteita, jotka siirsivät kuvailmaisimen tiedon digitaalisena tietokoneelle. Modernit ilmaisimet ovat suoraan digitaalisia, eli röntgensäteiden vaimennusprofiilit siirtyvät reaaliajassa digitaalisina suoraan työasemalle.

Röntgenkuvat muodostuvat elimien varjoista, ja ilmaisimen ensimmäisiä haasteita on tarvittavan kuvausalan kattaminen. Lisäksi kuvan laatuun vaikuttaa myös ilmaisimen hyötysuhde, eli kuinka hyvin ilmaisin kykenee erottamaan röntgensäteiden energia-

sekä paikkainformaatiota. Tiedon muuntaminen digitaalseksi signaaliksi ilman häviötä on myös tärkeää, ja kaikilla näillä osa-alueilla ilmaisimet ovat kehittyneetkin aina vain paremmiksi. Ilmaisimen kvanttiherkkyttä, A_Q , voidaan kuvata seuraavasti:

$$A_Q = 1 - \exp(-\mu(E, Z)T) \quad (3.2)$$

Missä

μ on ilmaisimen materiaalin lineaarinen massajarrutuskyky,

Z on materiaalin järjestysluku ja

T on materiaalin paksuus.

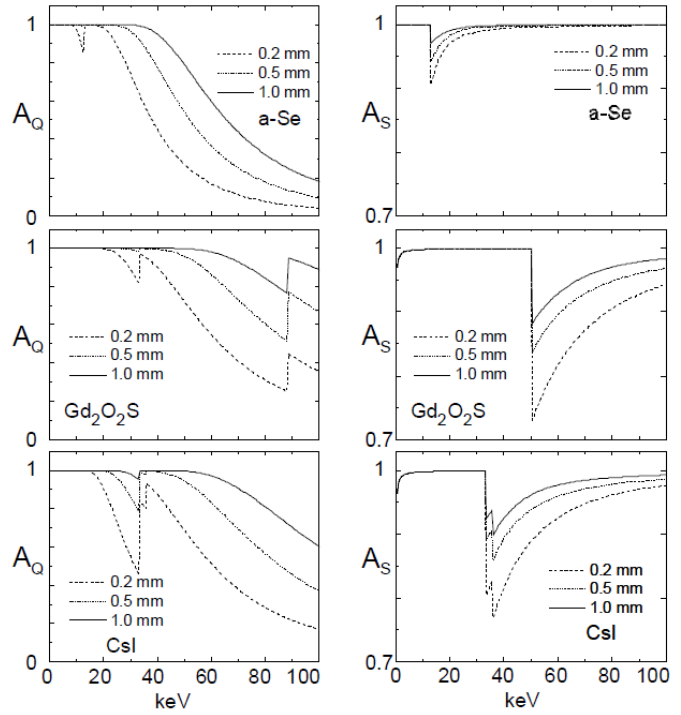
Käytännössä kaikki lääketieteessä käytettyjen säteilylähteiden energiat ovat jatkuvia spektrejä, jolloin ilmaisimen kvanttiherkkyys esitetään joko energian funktiona tai

keskimääräisenä, efektiivisenä energiana. Jos materiaalin K-reuna(E_k), eli energia, joka tarvitaan, jotta elektroni irtoaa atomin sisimmältä kehältä, osuu spektrin alueelle, huomataan tässä piikki (ks. kuva 2.3) [9]

Ideaalitapauksessa, eli jos ilmaisimessa tapahtuisi täydellinen absorptio ilman kohinaa, olisi kvanttiherkkyys täydellinen (Detective Quantum Efficiency) : $DQE(0) =$

$$A_Q A_S$$

Missä A_S on Swankin kerroin, joka kuvaa pulssin intensiteetin heiluntaa, eli signaalin kohinaa.



Kuva 2.3 Tavanomaisia reseptorimateriaaleja [6]

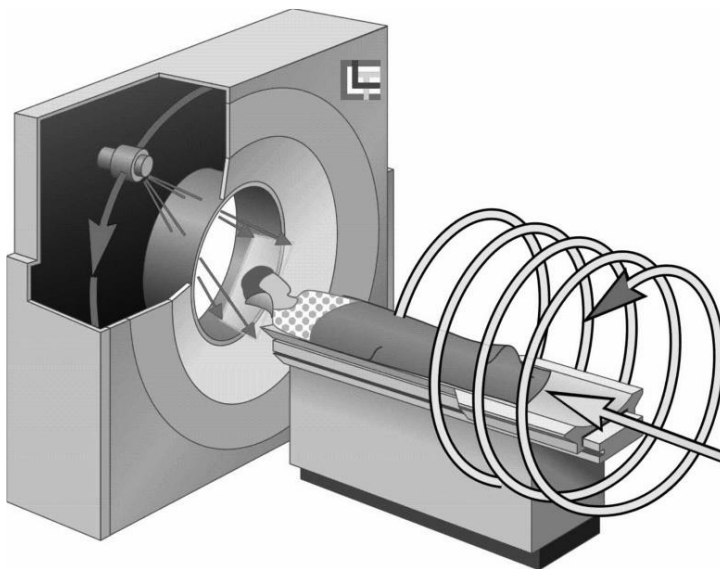
Reseptorimateriaalien energiapiikit (K-reuna) diagnostisella alueella. A_Q ja A_S saman materiaalin energian funktiona.

Kuvajärjestelmän kokonaisherkyys, riippuu kvantti- sekä primäärikonversioherkyydestä. Primäärikonversioherkyys kertoo, kuinka suuri osa kerätystä röntgensäteen energiasta pystytään siirtämään käsiteltävään muotoon, esimerkiksi optisiksi foneiksi tai sähkövirraksi. Kuvanlaatuun vaikuttaa myös mahdolliset häiriötekijät, eli ilmaisimen kohina. [9]

2.4.3 Kuvaus

TT-kuvauksessa mitataan halutun kohteen vaimennusprofiilit eli projektiokuvat monesta eri suunnasta kanturin (putki-ilmaisinsysteemi) pyöriessä potilaan ympäri (kuva 2.4). Jokainen vaimennusprofiili koostuu sadoista mittapisteistä eli mittaustuloksia kertyy täten valtava määrä. Vaimennusprofiileista rekonstruoidaan TT-leikekuva.

Mitatun TT-leikekuvan matriisin jokainen pikseli esittää sitä vastaavan potilaan tilavuusalkion(vokselin) keskimääräistä lineaarista massavaimennuskerrointa; kuvan vokselin syvyys taas määräytyy kuvauksessa käytetystä leikepaksuudesta. Kuvia voidaan tarkastella joko poikkileikkauskuvina tai niistä voidaan rekonstruoida kohdetta vastaava kolmiulotteinen malli. Kuva voidaan ikkunoida näyttämään tiettyjä kudoskontrasteja paremmin, säätämällä pikseliarvojen ja kuvan harmaatasojen välinen yhteys haluttuihin parametreihin. [7]



Kuva 2.4 Helikaalinen TT-kuvaus (Helical, Spiral CT-scan) [9]

2.4.4 Lyhyesti matemaattisista menetelmistä

Tietokonetomografiakuvan rekonstruointimenetelmiä on lukuisia, kuten esimerkiksi Fourier-muunnokseen tai iteraatioon perustuvat menetelmät. Tavallisimmin käytössä on kuitenkin suodatettu takaisinprojisointimenetelmä. Kuvarekonstruktio on matemaattinen prosessi, jossa leikekuva saadaan säteilystä kerätyistä projektioista. Suoraa analyttistä ratkaisua kuvarekonstruktioon ei ole, vaan se on käänteisongelma, jonka ratkaisemiseksi käytetään monimutkaisia, perinteisiä algoritmeja tai iteratiivisia menetelmiä. Iteratiiviset menetelmät vähentävät käytettävissä olevan tiedon satunnaisuutta, parantaen lopputulosta, mutta kasvattaen samalla kuitenkin laskenta-aikaa. Käytetyt matemaattiset menetelmät ovat useimmiten monimutkaisia ja vaihtelevat laitevalmistajien ja halutun kuvauskohteen mukaan [10].

2.4.5 Kuvanmuodostus

Pikselin arvo esitetään TT-kuvassa Hounsfield-luvuin (myös CT- tai TT-luku). Luku kuvaa vaimennusta eli aineen lineaarista massavaimennuskerrointa kyseisessä kohdassa. Lineaarinen massavaimennuskerroin μ riippuu kohteen koostumuksesta, tiheydestä sekä fotonin energiasta Beer-Lambertin lain mukaan:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.3)$$

missä $I(x)$ on vaimentuneen säteilykeilan intensiteetti,

I_0 on vaimentumattoman säteilyn alkuperäinen intensiteetti,

x materiaalin paksuus.

Monienergisillä säteilyillä on mahdollista määrittää koko säteilyjakauma integroimalla. Yleensä takaisinprojektiomenetelmissä säteilyn intensiteetti lasketaan kuitenkin ainoastaan sädekeilan keskienergiasta. Keskiarvon käytön epätarkkuudet johtavat helposti virheisiin rekonstruktiossa ja beam-hardening - artefaktien esiintymiseen. Beam-hardening artefaktat, jotka esiintyvät raitoina ja kuppimaisina gradienttiarte-fakteina, lisääntyvät kohteen paksuuden kasvaessa. Tämä johtuu siitä, että alemman

energian säteily vaimentuu suhteellisesti enemmän, kun korkeamman energian säteily. Tällöin korkeaenergisten fotonien osuus säteilyssä kasvaa mitä syvemmälle kohteeseen edetään.

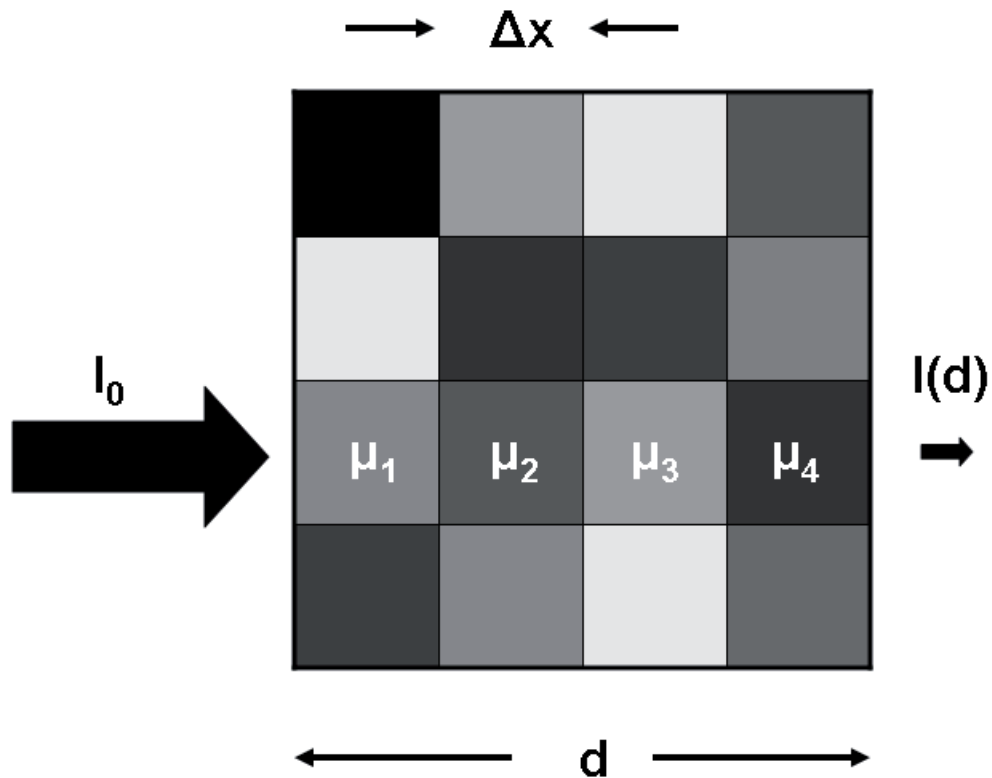
Säteilyn edetessä eri massavaimennuskertoimia omaavien kudosten läpi potilaan (paksuus, d)

säteilykeilan intensiteetti voidaan ilmoittaa:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (3.4)$$

Ja koska yksittäinen TT-kuva muodostaa pikselimatriisin, potilaan voidaan ajatella koostuvan matriisista, joka koostuu eri lineaarisista massavaimennuskerrointilavuuksista (vokseleista) Kuvassa 2.5 esitetään yksinkertainen matriisi, ja tälle tapaukselle vaimennuskertoimen kaava voidaan esittää muodossa:

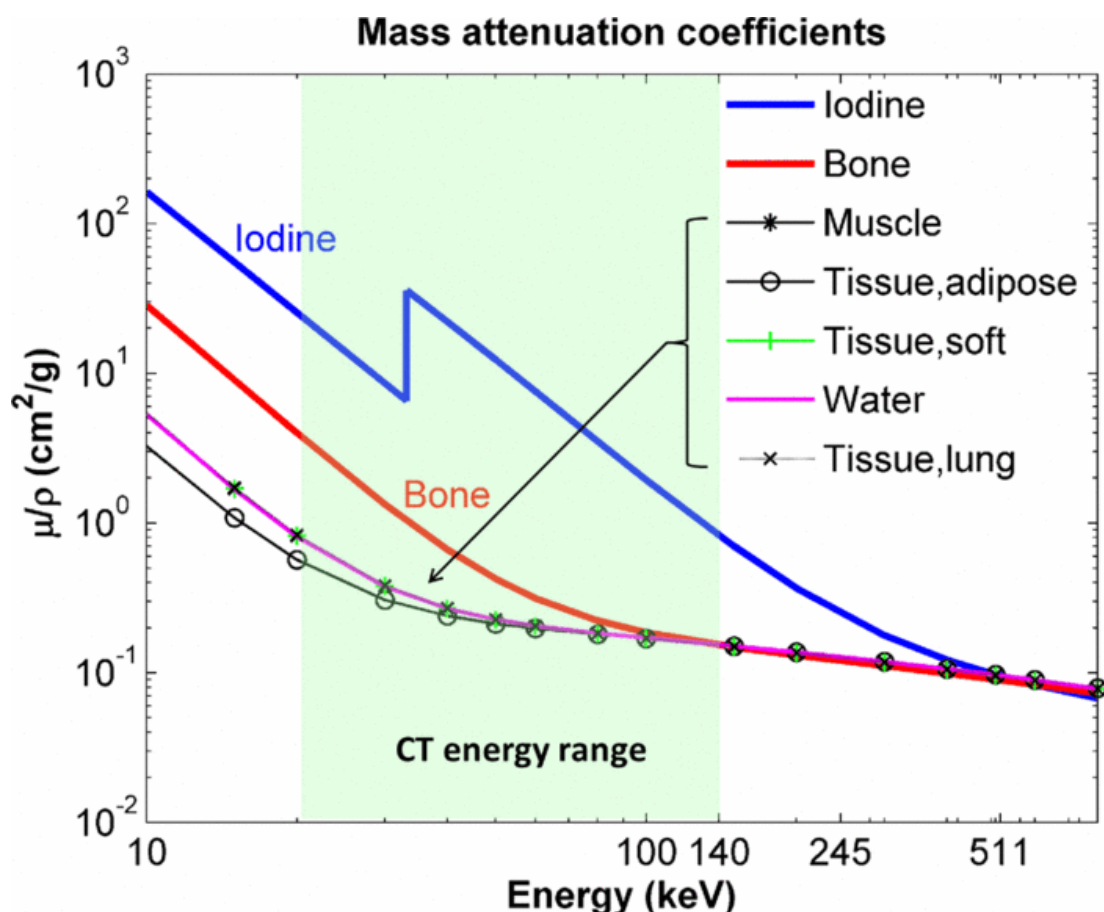
$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} u_i \Delta x} \quad (3.5)$$



Kuva 2.5 Yksinkertainen 4x4 vaimennuskerroinmatriisi.

Matriisin jokaisella elementillä voi olla eri lineaarinen massavaimennuskerroin [9]

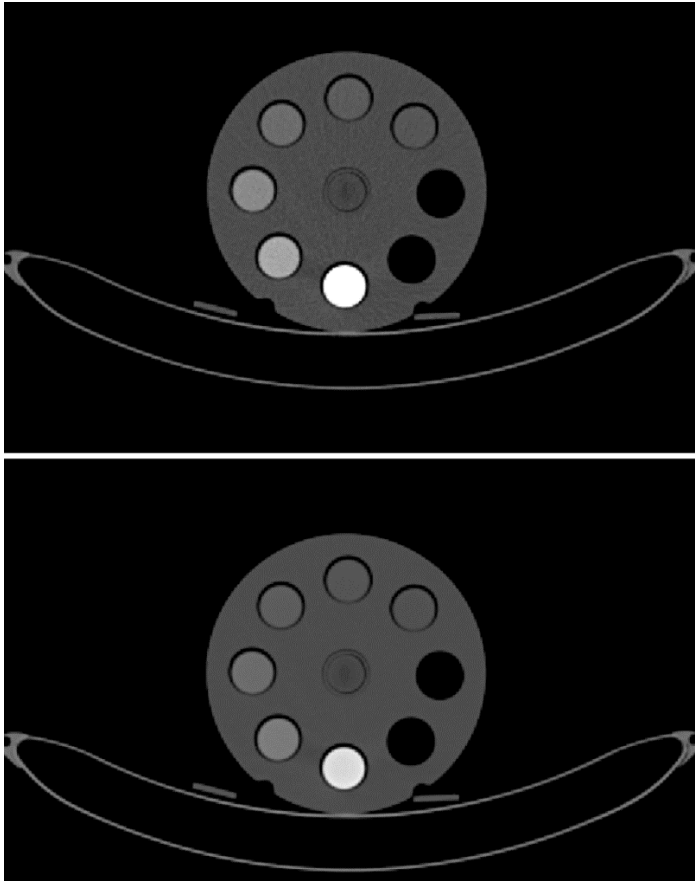
Kuten voimme ylemmästä nähdä, TT:n kuvanmuodostamisen pohjatietoina toimivat alkuperäinen sekä kohteen läpi kulkiessaan vaimentunut säteilyn intensiteetti, jotka molemmat ovat mitattavissa. Kuvarekonstruktitekniikoiden avulla tieto saadaan muutettua TT-kuvan perustana toimivaksi lineaarisen massavaimennuskertoimen matriisiksi. Kuvassa 2.6 esitetään eri materiaalien massavaimennuskertoimia energian funktiona. Koska kuvan kontrasti syntyy vaimennuseroista kohteen sisällä, on tärkeää valita kohteen mukainen kuvausenergia, jodivarjoaineen erottuessa hyvin kaikilla tietokonetomografiassa käytetyillä energioilla.



Kuva 2.6 Massavaimennuskertoimia tavanomaisille kudoksille [11]

Tietokonetomografiatutkimuksessa, kuten perinteisessä röntgenkuvauksessa, käyttäjä voi vaikuttaa kuvaustilanteessa käytettävään putkijännitteeseen (kVp), sähkövirtaan (mA) sekä kuvausaikaan (s). Kaikilla parametrilla on vaikutus sekä kuvan laatuun, että potilaan saamaan säteilyannokseen. Nostamalla putken sähkövirtaa eli putkesta lähtevää röntgensäteilyn intensiteettiä, saadaan laskettua kuvassa olevaa kohinaa, mikä parantaa erotuskykyä. Putkivirta on suoraan verrannollinen potilaan annokseen ja kääntäen verrannollinen kohinaan ($\text{kohina} \propto \text{mAs}^{-0.5}$ tai $\text{annos}^{-0.5}$). Putkijännitteen noustessa (TT-kuvissa käytetään tavallisesti 120 kVp) putki tuottaa korkeaaenergi-
sempää röntgensäteilyä. Samalla potilasannos myös kasvaa, mutta kudskontrasti tavallisesti paranee kohinan edelleenlaskiessa (kuva 2.7). Kohteen mukainen jännitteen optimointi onkin tärkeää sekä annoksen että kuvanmuodostuksen kannalta. Paksummasta kohteesta alhaisilla putkijännitteillä ei saada riittävää potilaan läpäisevää signaalia, ja liian korkea jännite helposti läpäistävissä kohteissa tuottaa taas ylisaturoituneen kuvan ja mahdollisesti huonontaa pehmytkudskontrastia. Monet modernit tietokonetomografialaitteet mahdollistavat leikeittäisen putkivirran muuntelun, jolla

putkivirtaa säädetään reaaliajassa, usein pienentäen potilasannosta keskimääräisen virran laskiessa. [9]



Kuva 2.7 Kohde kuvattuna kahdella eri putkijännitteellä:

Alla olevassa 140 kV:n kuvassa on vähemmän kohinaa, sekä vähemmän tiheän materiaalin aiheuttamaa artefaktia kuin yllä olevassa 80 kV:n kuvassa. Tarkempi vertailu kappaleessa 3

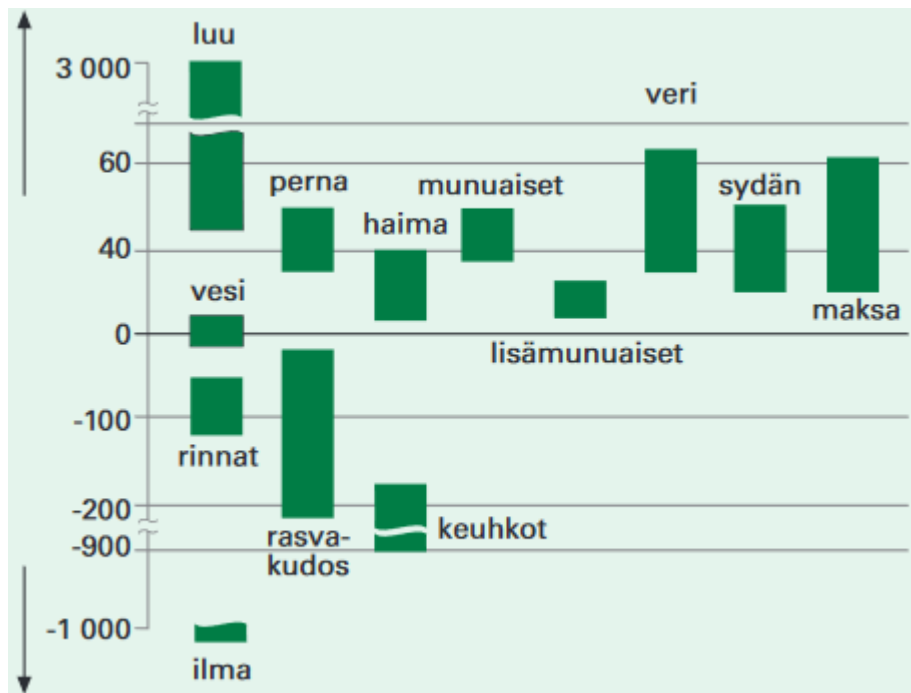
2.4.6 Valmiin kuvan käsittely ja analysointi

Lääketieteessä vokselien tiheys esitetään yleensä hounsfield (HU, eli TT-) –lukuina. Jos tietyn kuvan vokselin keskimääräinen vaimennuskerroin on μ , sitä vastaavan pikselin arvo Hounsfield yksiköissä (HU) on:

$$TT-luku = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}, \quad (3.6)$$

missä μ_{H_2O} on veden vaimennuskerroin.

Huoneenlämpöisen veden TT-luvuksi saadaan 0 HU ja ilman TT-luvuksi -1000HU. Muilla kudoksilla TT-luku riippuu kuvausenergiasta eli käytetystä putkijännitteestä. Kuvassa 2.8 esitetään ihmisen eri kudoksien TT-lukuja.



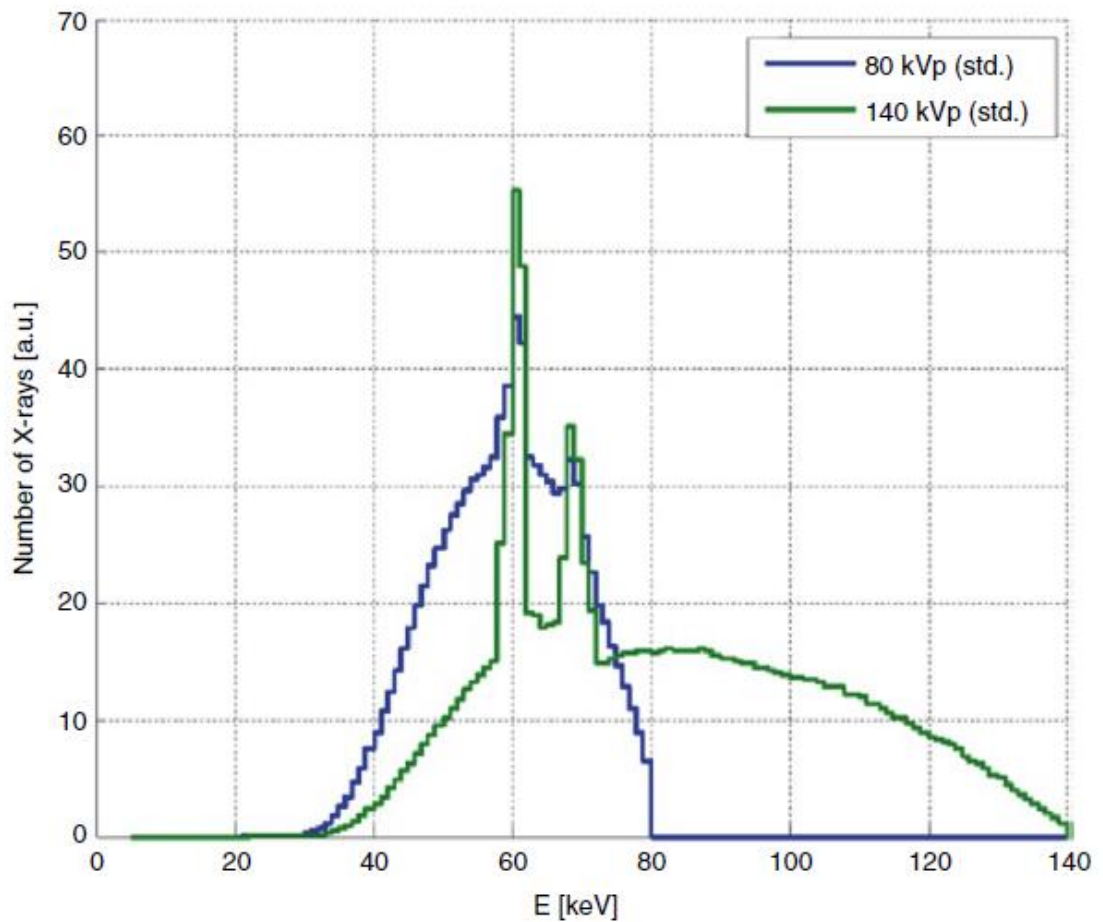
Kuva 2.8 TT-luvut kudoksittain [7]

2.5 Kaksoisenergiatietokonetomografia

Kaksoisenergiatietokonetomografian (Dual Energy Computed Tomography, DECT) teoriapohja on ollut olemassa jo hyvän aikaa, mutta sen kliiniset käytännön sovellukset ovat vasta viime vuosina alkaneet yleistyä. Aikaisemmat tutkimukset jo 1970- ja 1980-luvulta osoittivat kahden eri energian käytön hyödyt kudoserottelussa ja täten diagnostiikassa, mutta käytännössä matalien putkijännitteiden suuri kohina ja laskentaan käytetty aika aiheutti ongelmia. Laitekantojen ja laskentatehon nopea kehitys on kuitenkin mahdollistanut teorian tuomisen käytäntöön [12] [13]. Vaikka menetelmät ovat vielä vähemmän tunnettuja, tulevat DECT ja sen monipuoliset sovellukset lähi-tulevaisuudessa kuulumaan päivittäisiin rutiinitutkimuksiin. DECT:n käyttömahdollisuudet myös syöpätautien diagnostiikassa, hoidon suunnittelussa sekä hoitovasteen seurannassa ovat monipuolisia. [6] [14] [15]

2.5.1 DECT yhden energian laitteella

Useimmat TT-laitteet tuottavat ainoastaan yhtä putkijännitettä kerrallaan. Laitteella voi kuitenkin tehdä DECT-kuvauksia suorittamalla kaksi peräkkäistä kuvausta samalta alueelta vaihtamalla kuvauksessa käytettävää putkijännitettä kuvauksien välillä. Pitkän viiveen ja kuvauksen kokonaiskeston takia varjoainekuvaukset ovat tällä tekniikalla haastavia. Myös pienikin potilaan liike vaikuttaa lopputulokseen merkittävästi, koska lopullisen kuvan muodostukseen käytetään kumpaakin kuvasarjaa. Tavallisemmin käytetyt jännitteet ovat 80 kV ja 140 kV (Putkijännitteitä vastaavat energiaspektrit kuvassa 2.9), jotka ovat yleisesti käytettyjen putkijännitteiden ala- ja ylärajat. Laitetta itsessään ei tarvitse muokata kaksoisenergian käyttöä varten, mutta laskentaa ja kuvanmuodostusta varten ohjelmisto pitää päivittää yhteensopivaksi. [6]



Kuva 2.9 Kahden energian spektrit eri aikaan otettuna samalla laitteella. [6]

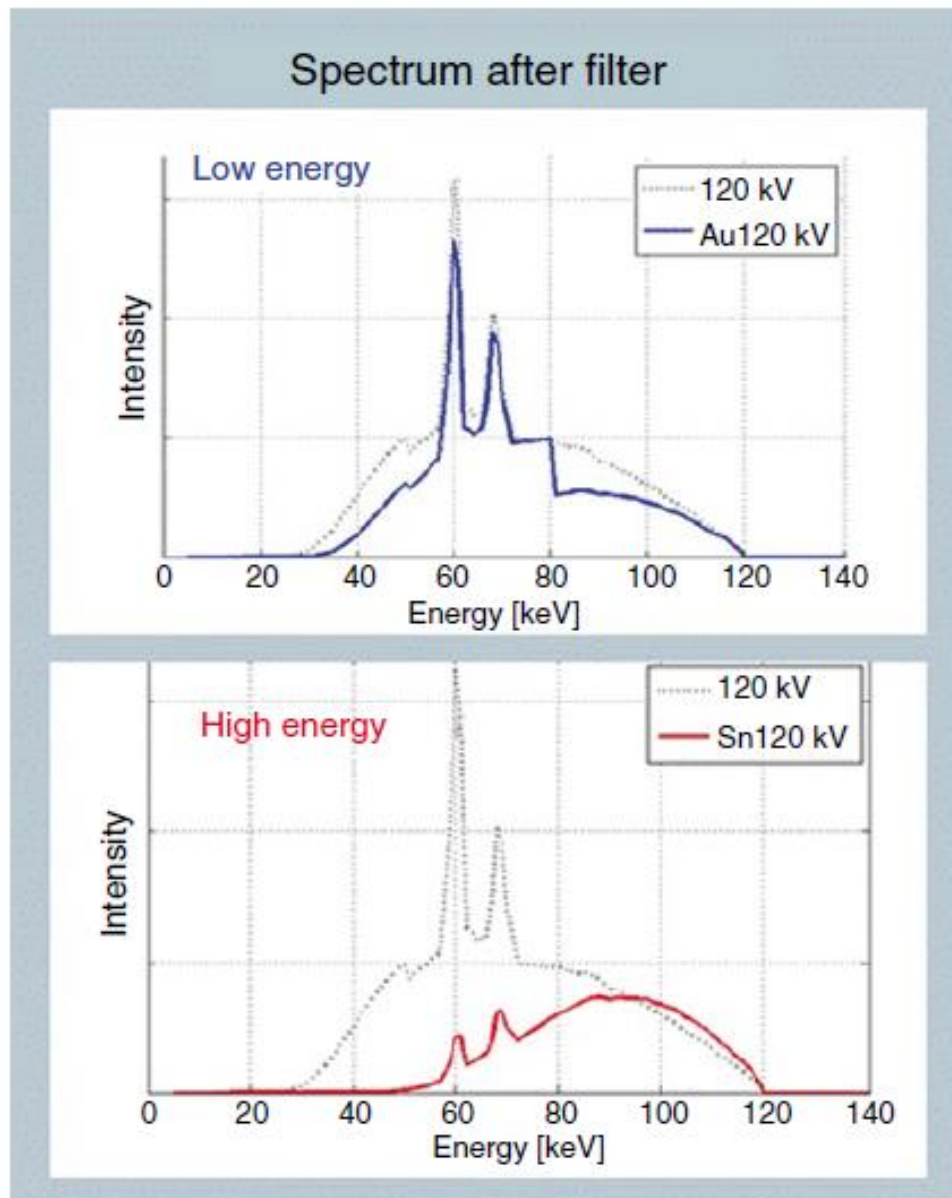
2.5.2 Nopean jännitevaihtelun tekniikka

Edellisestä hieman laiteteknisesti kehittyneempi kuvausmenetelmä on nopea kV-asetuksen vaihtelevuus projektioiden välillä. Esimerkiksi GE Healthcaren Discovery 750HD pystyy vaihtamaan kuvausjännitteen ΔV huippuarvoja 80 ja 140 kV:n välillä noin 25 millisekunnissa. Laitteessa on myös perinteistä tukeilmaisinlevyä nopeammin palautuva kuvalevy (Gemstone detector, GE Healthcare). Menetelmällä voidaan siis kuvata projektioita edellistä huomattavasti lyhyemmällä 5 ms:n viiveellä eri kuvausjännitteiden välillä, jolloin minimoidaan elinten ja varjoaineen liikkeen vaikutus lopullisessa kuvassa. Haittapuolena menetelmässä on se, että röntgenputken putkivirran samanaikainen vaihto ei ole mahdollista ja täten säteilymäärä 80 kV:n

jännitteellä on huomattavasti alhaisempi kuin korkeammalla jännitteellä. Jotta potilaan säteilyannos ei kasvaisi liian suureksi, pyritään ottamaan kaksi tai useampi alhaisemman jännitteen projektiota jokaista 140 kV:n projektiota kohti. Näin ei välttämättä saada tasapainoista kaksoisenergiakuvaa ja paikkaerotuskyky kärsii. [6]

2.5.3 Vaihtuva suodatus

Uudempi yhden röntgenputken DECT-menetelmä, jolla päästään parempaan aikaerotuskykyyn ilman kV-vaihtoa, on käyttää kahta esisuodatinta röntgenputken kolli-maattorin yhteydessä. Somatom Definition Edge, (Siemens Healthcare) laitteen suodattimet jakavat röntgensäteen z-akselilla, eli potilaan pituussuunnassa kahteen. Putken toimintajännite on vakio 120 kV, ja puolet kentästä esisuodatetaan 0,6 mm tinalevyllä, toinen puoli ohuella kultalevyllä. Tinalevyn puolen läpi kulkevan fotonivuon energiaspektri siirtyy korkeammille, ja kultafilmin puoli matalammille energioille (kuva 2.10). Säteilyannos pystytään optimoimaan potilaan anatomian mukaan vaihtuvalla sähkövirralla ja näin aikaerotuskyky säilyy. Myös varjoainekuvaukset onnistuvat, mutta kohteiden erotuskyky kärsii edellisiin menetelmiin verrattuina, koska menetelmällä säteilyn läpäisevyys on tasaisempaa kuin putkijännitettä vaihtavilla tekniikoilla. Röntgenputken pitää myös olla tehokkaampi, koska esisuodattimet absorboivat suuren osan sen lähettämistä röntgensäteistä. Suurien tilavuuksien kuvamiseen voi myös mennä aikaa, koska molempien säteilykenttien tulisi kuvata koko alue; kanturin pyörähdyksiä tarvitaan tuplasti enemmän. [6]



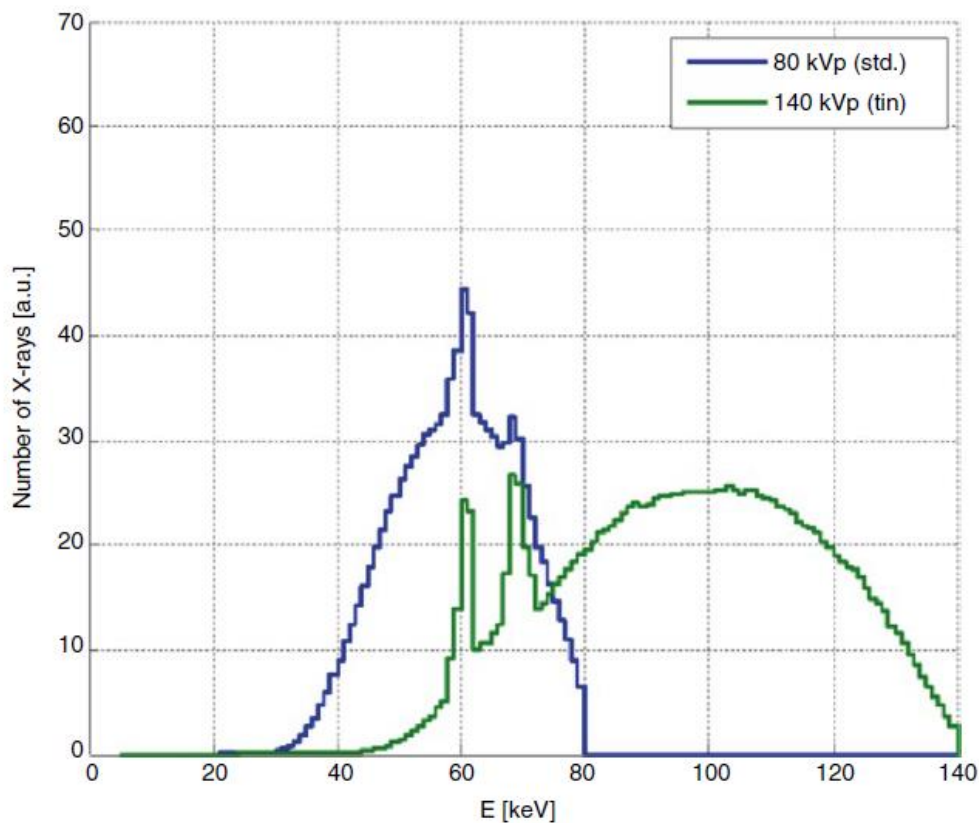
Kuva 2.10 Kahden eri suodatuksen energiaspektrit [6]

2.5.4 Kaksi Röntgenlähde

Seuraavaksi tarkastellaan kahden röntgenputken kaksoisenergialaitetta (Dual Source CT, DSCT). Kaksi eri röntgenspektriä synnytetään kahdesta erillisestä röntgenputkesta, joilla molemmilla on omat ilmaisimensa, putkijännitteensä -ja virtansa. Putket ovat noin 90 asteen kulmassa toisiinsa nähden samassa kanturissa ja molemmat kuvaavat samanaikaisesti samaa anatomista kohdetta. Ensimmäinen kliniseen käyttöön tullut DSCT-laite oli Somatom definition 2006 (Siemens Healthcare), 2x64 leikenoisuus ja 0,33s gantryn pyörimisnopeus. Tässä työssä käytetty laite on Somatom

Definition Flash 2009 (Siemens Healthcare) jossa on 2x128 leikenopeus ja 0,28s kanturin pyörimisnopeus, sekä laajempi SFOV(Scan Field Of View, eli luentakentän leveys) putkien välisen kulman kasvettua 95 asteeseen. Suurempi kulma mahdollistaa kuvailmaisimen pinta-alan kasvattamisen ja näin pystytään kuvaamaan kokonaisuudessaan entistä kookkaampia kohteita.

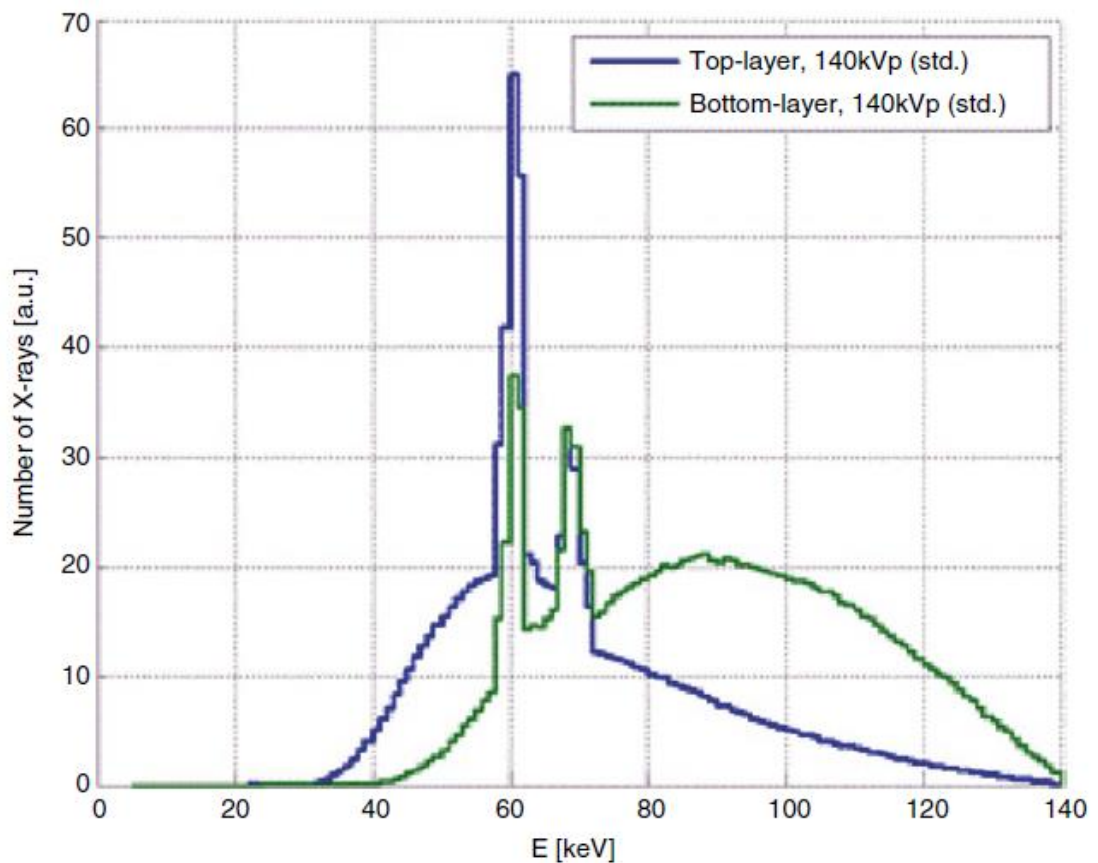
Kahdella putkella operoidessa annoksen optimointi (esim. CARE dose4D) on mahdollista molempien putkien käyttövirran ollessa toisistaan riippumattomia. Korkeamman jännitteen putkessa voidaan käyttää myös suodatinta, Siemensin mallissa Flashissa käytetään 0,4mm:n tinasuodatinta, joka nostaa 140 kV:n spektrin keskienergian 69 -> 89 keV:iin, 80 kV:n spektrin keskienergian ollessa 52 keV. (Kuva 2.11) Tinasuodatin lisää harmaasävyjen erotuskykyä matalan ja korkean energian spektreissä. Suodatin myös kaventaa 140 keV:n säteilyn spektriä parantaen annosvastetta ja samalla vähentäen beam-hardening efektin vaikutusta sekä hajasäteilyä. [6]



Kuva 2.11 Kahden röntgenputken energioiden spektrit [6]

2.5.5 Kuvailmaisinsuodatus

Vuonna 2013 markkinoille tuotiin kahdella päällekkäisellä tuikeilmaisimella varustettu IQon (Philips healthcare). Röntgenputken putkijännite on joko 120 tai 140 kV. Päällimmäinen ilmaisin vaimentaa pääosin alhaisen energian röntgensäteilyä ja alempi taas ylemmän energian säteilyä. Näin ilmaisimista saadaan erotettua eri efektiivisten energioiden spektrien signaalit (kuva 2.12). Energianerottelun parantamiseksi ilmaisimet voidaan rakentaa eri tuikemateriaaleista. Kaksikerroksisilla kuvailmaisimilla saadaan siis kaksoisenergiadataa perinteisellä TT-järjestelmällä koko kuvausalueelta, mutta säteilyannos pysyy samana kuin perinteisessä tutkimuksessa. Harmaasävyjen erotuskyky ei kuitenkaan ole yhtä hyvä kuin kahden energian menetelmissä, koska vaikka päällimmäinen ilmaisin havaitsee lähinnä alhaisen energian fotoneja, se kuitenkin myös vaimentaa korkean energian röntgensäteitä jonkin verran ja täten säteilykeilojen energiaspektrit ovat päällekkäisiä. [6]



Kuva 2.12 Kuvailmaisinsuodatus: Suodattimien vaikutus spektriin [6]

2.6 Kaksoisenergiatietokonetomografia lääketieteessä

Kaksoisenergiamenetelmällä kuvataan kohdetta kahdella eri energiajakaumalla. Koska eri materiaalit vaimentavat säteilyä eri tavoin, voidaan matemaattisia algoritmeja käyttämällä laskea lisätietoa kohteessa olevista kudoksista tai muista materiaaleista. Kun käytetään kahta energiaa, saadaan kuvaan kontrastieroja tiheiden luumateriaalien välillä, samalla säilyttäen hyvän pehmytkudoskontrastin. Yhdellä kuvauksella voidaan ottaa tavanomaisen tietokonetomografian yhteydessä tai sijaan kaksoisenergiasarja. Näitä kuvia voidaan edelleen käsitellä jälkikäteen eri tavoin. Laittevalmistajilla on erilaisia laitekohtaisia algoritmeja, joita voi käyttää kohteessa olevien kudosten tai muun materiaalin tunnistukseen.

2.6.1 Diagnostiikka ja kontrasti

Kaksoisenergiakuvaukset voidaan saada vastaamaan perinteisiä yhden energian tietokonetomografiakuvauksia, normaalisti joko 80 kV:n ja 140 kV:n putkijännitteen kuvista tehtynä 120kV:n rekonstruktiona tai virtuaalisena yhden energian kuvana (VME, Virtual Monoenergetic, Siemens/GE). VME-rekonstruoiduista kuvista, tavallisesti säteilyn energialla 40-140 KeV, saadaan määriteltä kudokselle tarkemmat vaimennusarvot verrattuna laajaspektriseen SECT-kuvaan. Kahta energiaa käyttämällä korkean järjestysluvun omaavilla materiaaleilla on myös suurempi ero massajarrutuskyvyssä eri säteilyn energioilla; näistä eroista saadaan matemaattisesti lisätietoa. Kaksoisenergia-algoritmit käyttävät myös valmistajakohtaisesti kolmea materiaalia (tavallisesti vesi, rasva sekä jodi) yhden energian laitteen materiaaliparin (tavallisesti vesi, jodi) sijaan. Matalammalla energialla otetuissa kuvissa (45-75 keV) on tarkempi pehmytkudoskontrasti, joita voidaan käyttää hyväksi esimerkiksi toimenpideangiografioissa sekä kasvaimien ja muiden muutoksien havainnoimisessa. Korkeaenergiset VME-kuvat (95-140 keV) tarjoavat paremman kontrastin luuston kuvauksessa ja vähentävät metalliartefaktien vaikutusta. On osoitettu, että kaksoisenergiakuvaukset hyödyt ovat selkeät esimerkiksi maksan muutosten havainnoinnissa sekä munuaiskiven paikantamisessa, koostumuksen sekä koon määrittämisessä [6].

Kaksoisenergiakuvaukset parantavat muutoksien (vammat, kasvaimet) havainnointikykyä kasvattamalla kontrasti-kohinasuhdetta (CNR, Contrast-to-noise ratio), koska saamme samanaikaisesti pehmytkudoskontrastia matalan energian projektiosta ja

korkeaenergiset projektiot vähentävä kohinaa säteilyn läpäistessä kohteen helpommin. 60-75 keV VME-kuvissa myös beam-hardening artefaktin vaikutus vähenee energiaspektrin alapään leikkautuessa pois, ja näin saadaan edelleen parempilaatuisia kuvia [6] [16] [17] [18]. Kaksoisenergiakuvauksella on myös varjopuolensa. Potilasannos voi esimerkiksi nopean jännitevaihtelun menetelmällä kasvaa suurestikin (n. 2-3-kertaiseksi tavanomaiseen tutkimukseen verrattuna). Sen sijaan kahden lähteen järjestelmien annosoptimoinnin ansiosta potilasannos saadaan pysymään kutakuinkin samana kuin yhden energian tietokonetomografiakuvissa [17] [19].

Jodivarjoaineen käyttö varsinkin syöpätautien diagnostiikassa on yleistä. Varjoaine etenee nopeasti verenkiertoon ja näin korostaa verisuonia helpottaen kudoksien erotelussa sekä tunnistamisissa, mutta auttaa myös usein suoraan syöpäkudoksen paikantamisessa. Kaksoisenergiatietokonetomografia mahdollistaa tarkemman jodin erottamisen muusta kudoksesta ja samalla paremman virtuaalisen kontrastiaineen poiston. [20] Näin voidaan vähentää kuvantamiskertoja ja säästää potilasannoksessa, kun ei erikseen tarvitse ottaa vertailukuvaksi kontrastiaineetonta leikesarjaa [21]. Myös rajapintojen tunnistaminen laajempien ikkunointivaihtoehtojen kanssa on helpompaa.

2.6.2 Sädehoidon annossuunnittelu

Sädehoidon annossuunnittelun perustana oletus, että kohteen elektronitiheysjakauma voidaan määrittää hyvällä geometrisella tarkkuudella. Tietokonetomografialla geometristen virheiden määrä magneettikuvaukseen verrattuna on pieni, vaikka magneettikuvauksella saadaan useammassa tapauksessa parempi pehmytkudoksen diagnostinen kudskontrasti. Sädehoidon annossuunnittelua varten otetaan tiheäleikkeinen 120 kV:n kuvasarja ohuella leikepaksuudella. Tietokonetomografian käyttö on senkin takia annossuunnittelussa perusteltua, koska tomografiakuva on itsessään kuvauskohteen vaimennuskertoimien jakauma, joka edelleen kalibroidaan annossuunnittelua varten tiheysfantomien avulla.

Sädehoidossa ja etenkin brakyterapiassa ollaan kaksoisenergiatietokonetomografiakuvauksia hyödyntämällä päästy parempiin tuloksiin [22]. Sädehoidossa MV-luokan fotoneilla comptonin sironnan rajapinnan ja täten materiaalin elektronitiheyden tunteminen riittää kuitenkin tavallisesti annoksen määrittelyyn. Brakyterapiassa

suoraan hoidettavaan kudokseen ja sen lähiympäristöön viedään aktiivinen säteilylähde tarkkaan määritettyihin kohteisiin tavallisimmin jälkilataushoitolaitteella. Tällä laitteella pieni, korkea-aktiivinen säteilylähde kiinnitetään ohuen vaijerin päähän, jonka jälkeen se työnnetään säteilysuojasta siirtoputkia pitkin lähdeasettimeen ja neu-loihin. Hoidossa käytetyt isotoopit ovat tavanomaisesti matalaenergisiä (esim. ^{125}I ja ^{103}Pd , korkeaenergistä mainittakoon ^{192}Ir) ja tämän takia valosähköisen ilmiön suhteellinen osuus kasvaa. Tällöin DECT:stä saatava valosähköisen ilmiön sekä joissakin tapauksissa Rayleighin sironnan rajapintojen tunteminen, antavat lisäinformaatiota annoslaskuihin. Kohteen materiaalin järjestyslukujen tunteminen yleisesti käytetyn vesiapproksimaation sijaan voi parantaa annossuunnittelussa käytettyjen Monte Carlo-simulaatioiden paikkaansa pitävyyttä huomattavasti [20].

Fotonisädehoidoissa kaksoisenergiatietokonetomografian suorat hyödyt annossuunnittelussa ovat vielä rajoitetut, koska hoitosäteiden vuorovaikutus on pääasiassa Comptonin sirontaa, ja elektronitiheyden kalibroiminen hounsfield-yksikköön pystytään toteuttamaan perinteisellä tietokonetomografiakuvauksella riittävällä tarkkuudella. Uusia kalibrintimenetelmiä, jotka määrittelevät elektronitiheyden sekä matala- että korkeaenergistä kuvasarjoista, käyttämällä tietyillä ongelmallisilla kohdegeometrioilla voidaan annosepävarmuutta parantaa jopa 11:sta 1:een prosenttiin [22] [23].

Protonihoidoissa kohteen ja veden välisen vaimennuskertoimen (SPR, Stopping Power Ratio) tarkka määrittely on tärkeää annossuunnittelun kannalta. Perinteisen tietokonetomografian SPR:n approksimaation epävarmuus on tiedostettu ongelma ja las-ketaankin mukaan hoitomarginaaleihin. Kaksoisenergiatietokonetomografialla ollaan kuitenkin päästy tarkempiin määritelmiin ja epävarmuutta pienennetty, jopa 7:stä 2:een prosenttiin. Kehitteillä on myös menetelmiä SPR:n määrittämiseen järjestysluvun (Z_{eff}) ja elektronitiheyden (ρ_e) mukaan. Menetelmillä ollaan pystytty mallintamaan keskivertoihmiskudosta vain 1% virhemarginaalilla, mikä olisi huomattavasti tarkempi kuin vastaavat mallinnukset yhden energian laitteilla. [20]

3 Mittaukset

3.1 Laitteisto

Työn toteuttamiseen käytettiin Siemens SOMATOM Definition Flash –TT-laitteistoa sekä niiden ohessa tulevaa Syngovia-ohjelmistoa. Ohjelmiston kautta kuvasarjat tallennettiin muistitikulle alkuperäisessä DICOM-muodossa. Ohjelmistolla tehtiin myös tarvittavat rekonstruktiot, joiden tiedot ja kuvasarjat myös tallennettiin tikulle. Flash on Siemensin toisen sukupolven kahdella 0 MHU STRATON ® röntgenputkella sekä kahdella Multislice UFC (Ultra Fast Ceramic) kuvailmaisimella varustettu TT-laitte, jossa ilmaisimet ovat toisistaan hieman yli 90 asteen kulmassa toisiinsa nähden. Generaattoreita laitteessa on kaksi, molemmat 100 kW ja kanturin pyörihdysnopeudeksi ilmoitetaan 0,33 sekuntia (optio 0,28 s nopeuteen). Laite jäähdytetään vesijäähdytyslaitteella ja pöydän luvataan kestävän 220kg:n painon (300kg:n lisäoptioilla). [24]

Kanturin aukko on 78 cm, ja lisävarusteista riippuen laitteen kuvausalue saadaan kasvatettua standardista (SFOV) 50 cm:stä aina koko aukon (DFOV, 78 cm) kattavaksi, mutta näin laajalta alueelta saadut rekonstruktiot eivät ole yhtä tarkkoja eivätkä valmistajan mukaan diagnostisesti päteviä [24]. Ilmaisinsarjassa laitteessa on 2 x 64 ja yhdellä kierroksella saadaan maksimissaan 2 x 128 kuvaleikettä, ja tieto siirtyy ilmaisimilta luentalaitteelle 2 x 128 kanavan kautta. Varsinaisia ilmaisinelementtejä laitteessa on 77,824 (47,104 ja 30,720). Röntgenputkien virta voidaan säätää välillä 20-800mA (40-1600mA kaksoisenergialla), ja käytettävät putkijännitteet ovat 80, 100, 120 sekä 140kV. Putken jäähdytinelementit jäähdyttävät anodia aktiivisesti 5400 kJ/min, varsinaisen lämpökapasiteetin ollessa n 392 kJ. Valmistaja lupaa järjestelmän vastaavan noin 2200 kJ:n perinteistä anodin lämpökapasiteettia. [24]

Reaaliaikainen näyttö piirtää kuvaamisen aikana 512x512 kuvaa, ja lopullisen kuvan Hounsfield-jakauma standardikuvauksessa on -1024 HU:sta +3071 HU:hun. Jakaumaa voidaan kasvattaa kymmenenkertaisesti -10240:sta +30710:een, esimerkiksi metallia sisältävien kohteiden kuvaukseen kuitenkin samalla poissulkien

metalliarfaktien poistoalgoritmit. Jatketulla jakaumalla on saatu tarkempia tuloksia esimerkiksi lonkkapotilaiden syöpähoitojen suunnittelussa [25]. Leikepaksuus standardimallilla on 0,6 - 20mm, tai 0,4/0,5mm z-uhr (z-axis ultra-high-resolution) optiolla. Kuvan isotrooppinen resoluutio on parhaimmillaan 0,33mm x 0,33mm x 0,33mm ja z-UHR:llä tämä voidaan edelleen parantaa 0,24mm x 0,24mm x 0,24mm, mutta annos kasvaa ilman asianmukaista kuvausparametrien muokkausta ja annoskuvanlaatu optimointia.

Kaksoisenergiakuvaukset samanaikaisilla 80/100 ja 140 kV putkijännitteillä mahdollistaa kohteen koostumuksen määrittämisen. Valmistaja lupaa myös Selective Photon Shield -teknologiallaan materiaalien erottelun mahdollistavan 80 % alhaisemman kohinatason.

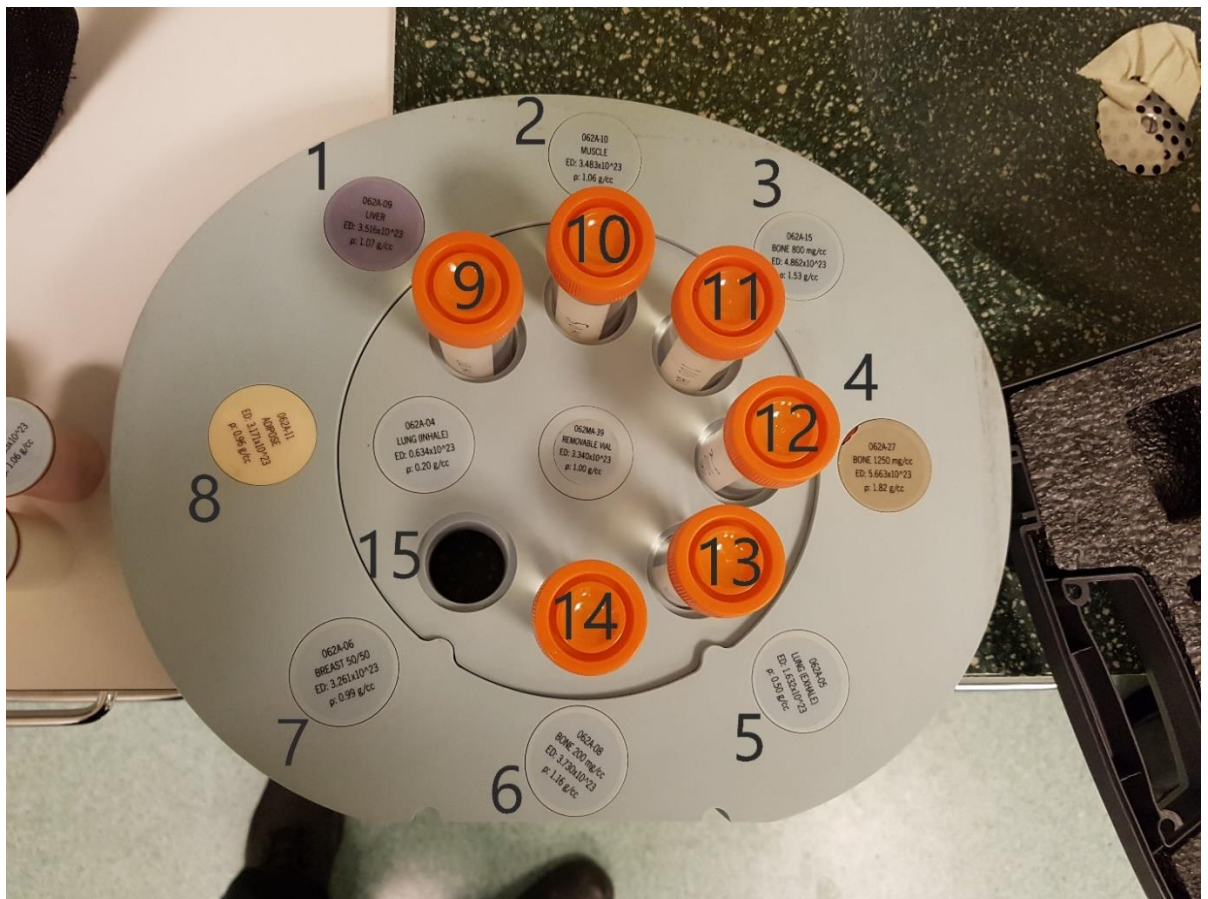
3.2 Mittausvalmistelut ja mittaukset

Ennen mittauksia sekoitettiin varjoaineesta ja vedestä valmiit seokset mittauksia varten. Varjoaineen määrän määrittämiseen käytettiin aiemmassa varjoainekuvauksessa arvioituja potilaskuvauksissa tyypillisesti esiintyviä pitoisuuksia. Tavoitteena oli 120kV:n kuvissa näkyvänä 30, 50, 100, 200, 300 ja 1000 Hounsfield-yksikköä vastaavat pitoisuudet. Varjoaineena käytettiin jodipitoista 350µg/ml OMNIPAQUE®-varjoaineliuosta, joka sekoitettiin veteen ja suljettiin tiiviisti muovisiin koeputkiin. Varjoaineliuksien valmistus suoritettiin ruiskulla ja virheen oletetaan olevan ±0,1ml, liuoksen ja veden annostelussa virheen määrä ±0,5ml, mutta molempien ruiskujen maksimimäärän (2ml ja 10ml) mukaisesti virheeksi arvioidaan ±5% molemmissa tapauksissa, jolloin kokonaisvirheeksi saadaan virheen kasautumislain mukaisesti ±7,1%. Varjoaineen sekoitussuhteet on ilmoitettu taulukossa 4.1 perusliuosten ollessa 13% (h1000) ja 1,3% (h100) vedellä laimennettua varjoainetta. Käytetty vesi on peruspuhdasta huoneenlämpöistä vesijohtovettä, jonka mukana olevien pienhiukkasten vaikutusten mittaustarkkuuksiin katsotaan olevan olematon.

Varjoaineella täytetyt koeputket nimettiin ja aseteltiin käytetyn fantomin (CIRS Electron Density Phantom, malli 062M) aukkoihin kuvan 3.1 mukaisesti. Fantomin

muihin kohtiin valittiin mahdollisimman laaja kirjo muita tunnettuja referenssi-
 heyksiä, jotka vastaavat eri kudostyyppettä mahdollisimman kattavasti. Fantomi on
 käytössä sädehoidon tietokonetomografialaitteen kalibroinnissa, ja materiaalina on
 käytetty noin veden tiheyttä vastaavaa epoksimuovia (Tiheys $1,029 \text{ g/cm}^3$, Plastic
 Water ®). Fantomi on rakennettu kahdesta osasta, pääfantomi (sisärenkas, halkai-
 sijaltaan 18 cm:n ympyrä) sekä vartalofantomi (ulkorengas, 33 x 27cm:n soikio).
 Fantomissa on myös 17 aukkoa, joihin voi asettaa valmiiksi kalibroituja (1% :n tark-
 kuus, valmistajan ilmoittama) kudostavastavia lieriöitä.

Kuvasarjoja otettiin kolme, ensimmäinen käyttäen koko fantomia (kuva 3.1), seu-
 raava irrotetulla keskiosalla varjoaineputkineen. Ensimmäiset kuvasarjat otettiin kak-
 soisenergiaominaisuuksia käyttäen, viimeinen sisärenkaan kuvaussarja käytössä ole-
 villa yhden energian putkijännitteillä 80, 100, 120 sekä 140 kV. Tarvittavat rekon-
 struktiot ja alkuperäisdata tallennettiin syngovia-työasemalta muistitikulle siirtoa var-
 ten.



Kuva 3.1 Fantomin asettelu, tarkemmat tiedot sisällöstä taulukossa 3.1.

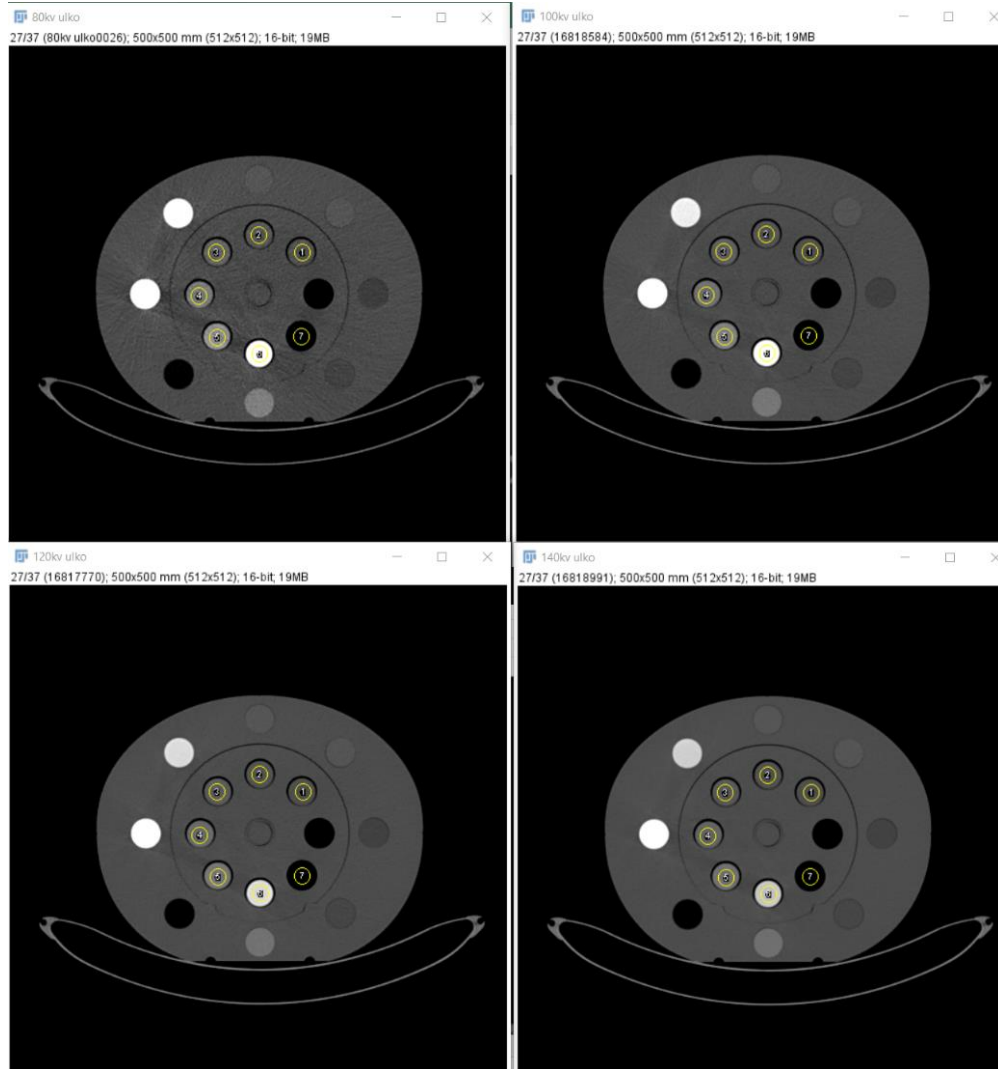
Taulukko 3.1 Fantomin ilmoitetut elektronitiheys ja tiheysarvot

Tunniste	Alue	ED (elektro- nia/cm ³)	ρ (g/cm ³)
MAKSA	[1]	3,52E+23	1,07
LIHAS	[2]	3,48E+23	1,06
LUU800	[3]	4,86E+23	1,53
LUU1250	[4]	5,66E+23	1,82
KEUHKO(ulosh)	[5]	1,63E+23	0,5
LUU200	[6]	3,73E+23	1,16
RINTA50/50	[7]	3,26E+23	0,99
RASVAKUDOS	[8]	3,17E+23	0,96
HU30	[9]	-	-
HU50	[10]	-	-
HU100	[11]	-	-
HU200	[12]	-	-
HU300	[13]	-	-
HU1000	[14]	-	-
ILMA	[15]	-	-

3.3 Kuvien ja tulosten käsittely

Saadut kuvat rekonstruktioineen tallennettiin DICOM-muodossa, leikekuvia tuli yhteensä yli 3000, mikä vei kovalevytilaa noin 1.56 Gigatavua. Osaa rekonstruktioista analysoitiin kuvauksien jälkeen Syngovia-ohjelmalla, ja saadut tiedot taulukoitiin sekä vastaavat kuvat arkistoitiiin. Suurin osa kuva-analyysistä suoritettiin kuitenkin ilmaisella ImageJ-ohjelmalla (ohjelmistoversio 1.52c), jonka avulla kuvan sisältämä informaatio saatiin

helposti muunnettua numeeriseen muotoon. Kuvista valittiin tarkempaan käsittelyyn varjoainekoeputkien keskeltä vastaavat pinta-alat; tämä rakenne kopioitiin muihin kuvasarjoihin ja leikkeisiin, jotta saatiin mahdollisimman vertailukelpoisia tuloksia. Esimerkki ohjelmalla lähemmin tarkastelluista alueista (ROI, Region of Interest) kuvassa 3.2.



Kuva 3.2 ImageJ-ohjelmalla tehty vertailu.

Vertailu tehty saman kuvasarjan ja leikkeen eri monokromaattisista (80, 100, 120 ja 140 kV) rekonstruktioista. Kohinan sekä metalliartefaktien vähentymisen havaitsee selkeästi pienistäkin kuvista. Mitatuilla koeputkiloiden alueilla TT-lukujen keskihajonta ja samalla siis kohina kasvoivat selkeästi tiheämmillä alueilla jännitteen laskiessa, ja tippui noin viidesosaan, kun ulkorengas poistettiin. Tarkat arvot liitteessä 2.

3.4 Tilastollinen analyysi

Tulokset on ilmoitettu mielenkiintoalueella olevien arvojen keskiarvoina \pm keskihajonta. Tilastollinen vertailu on tehty Student's T-testin avulla ja arvoa $p < 0.05$ on pidetty tilastollisesti merkittävänä. Keskihajonnat ja T-testin tulokset liitteissä 1 ja 2.

3.5 Rekonstruktiot

Syngovian ominaisuuksiin kuuluu modulaarinen kirjo rekonstruktioita, joista osa tulee ohjelmiston mukana suoraan, osa erikseen maksullisina. Valmistajan ilmoittamat standardit rekonstruktio mahdollisuudet [26]:

Taulukko 3.2 Syngovian rekonstruktiot

• syngo DE Direct Angio	Korostaa luurakenteita ja mahdollistaa luun poiston kuvista.
• syngo DE Virtual Unenhanced	Varjoaineeton nativikuvarekonstruktio
• syngo DE Heart PBV	Korkea aikaerotuskyky mahdollistaa nopean tai epä-säännöllisen sykkeen tarkan kuvauksen
• syngo DE Musculoskeletal	Jännerepeymien ja muun lihaskudoksen havainnointiin. Erottelee kollageenin muusta pehmytkudoksesta ja rasvasta.
• syngo DE Calculi Characterization	Esimerkiksi munuais kivien löytämiseen ja määrittämiseen, auttaa erottamaan virtsahappopitoisen nesteen virtsahapottomasta.
• syngo DE Hardplaque Display	Jodivarjoaineen erotus suonien kalkkeumista.

• syngo DE Lung Analysis	Keuhkokudoksen tutkimiseen, mahdollistaa repeämisten nopean havaitsemisen, rakentaa varjoaineettoman kuvan sekä värikoodaa mahdolliset keuhkoemboliat (varjoaine ei kulje alueelle)
• syngo DE Lung Nodules	Automatisoitu keuhkon varjoainekonsentraatiotyökalu
syngo DE Xenon (Jos Xenonkaasun käyttö kontrastiaineena on mahdollista/sallittua)	Xenonkaasun konsentraation määrittäminen keuhkoissa ilman natiivikuvausta.
• syngo DE Brain Hemorrhage	Pään sisäisen verenvuodon nopeaan havainnointiin, automaattinen varjoaineeton rekonstruktio

Tässä työssä keskityttiin tutkimaan seuraavia rekonstruktioita: virtuaalinatiivirekonstruktio (Virtual Unenhanced), sen kanssa samaa laskentaa käyttävä jodikonsentraation mittausta (Iodine map) sekä efektiivisen järjestysluvun arviointi (Atomic Z-number and density map).

4 Tulokset

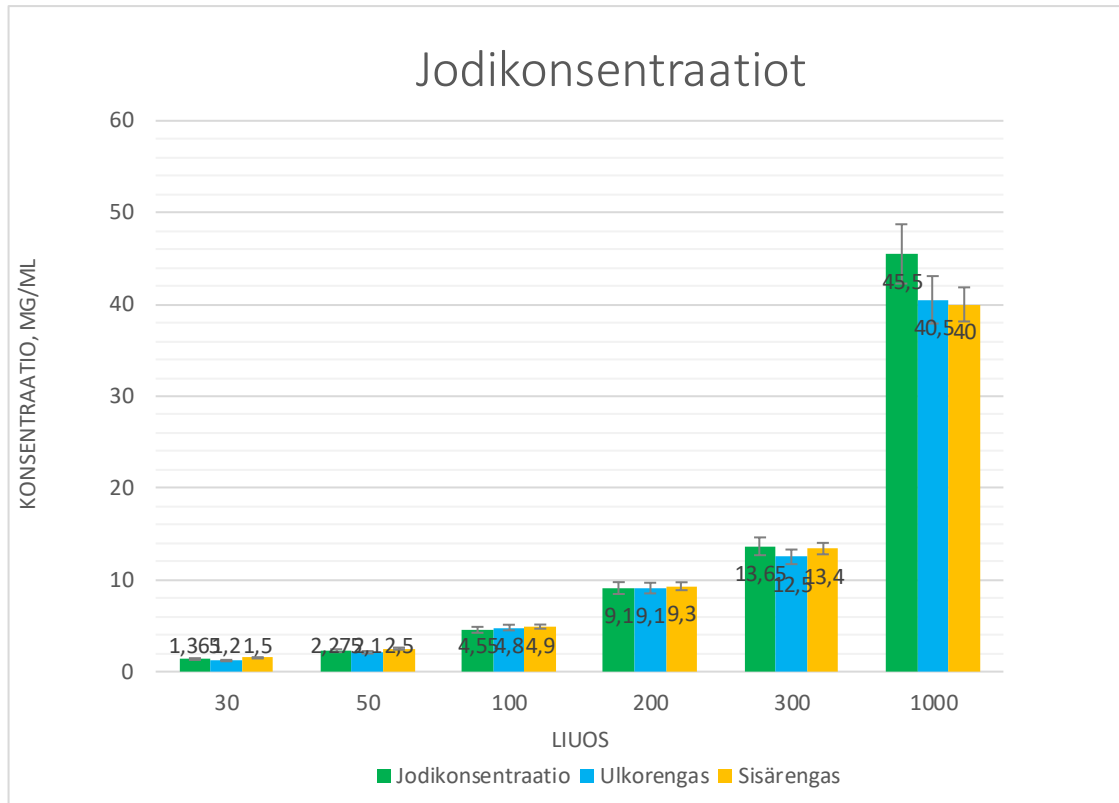
4.1 Varjoainekonsentraation mittaus

Mittauksessa käytettiin Syngovian Jodipitoisuus-rekonstruktiota, joka arvioi automaattisesti leikkeiden jodipitoisuuden. Jodipitoisuus määriteltiin pinta-alan keskiarvona koeputken keskikohdasta (kuvat 4.2 ja 4.3), jossa varjoainekonsentraation oletetaan olevan tasaisimmillaan sekoituksen jälkeen. Varjoainekonsentraation tarkan määrittämisen avulla saadaan edelleen tarkempia virtuaalinatiivikuvia eli kuvia, joissa varjoaineen vaikutus on poistettu. Rekonstruktion laskemat tulokset tiivistettiin taulukkoon 4.1 ja ilmoitetaan mitattuna ulko- ja sisärenkaan varjoainepitoisuutena.

Taulukosta 4.1 ja kuvasta 4.1 nähdään, että Syngovian rekonstruktio pystyy määrittämään liuoksen jodikonsentraation hyvällä tarkkuudella. Mittaustulosten keskihajonta oletetusta arvosta oli sisärenkaalla $\pm 4.6\%$, ulkorenkkaan ollessa mukana $\pm 6.3\%$, jodi-varjoaineliuoksen määrittystarkkuuden ollessa $\pm 7.1\%$.

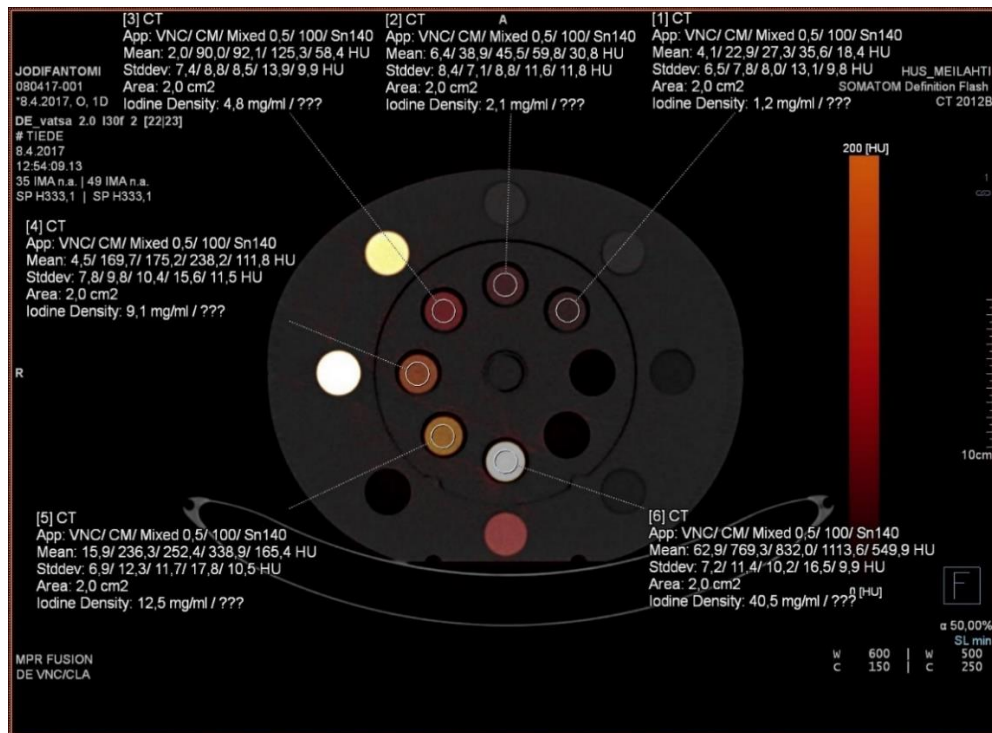
Taulukko 4.1 Jodikonsentraatiomittaukset

	Odottus arvo hu	Perusliuos	Liuos	Vesi	VA %	Jodi, sekoit- tettu mg/ml	Mitattu Ulko mg/ml	Mitattu Sisä mg/ml	Suhde sekoitet- tuun Ulko	Sisä
1	30	h100	15	35	0,39	1,365	1,2	1,5	0,879121	1,098901
2	50	h100	25	25	0,65	2,275	2,1	2,5	0,923077	1,098901
3	100	h100	100	0	1,3	4,55	4,8	4,9	1,054945	1,076923
4	200	h1000	10	40	2,6	9,1	9,1	9,3	1	1,021978
5	300	h1000	15	35	3,9	13,65	12,5	13,4	0,915751	0,981685
6	1000	h1000	100	0	13	45,5	40,5	40	0,89011	0,879121

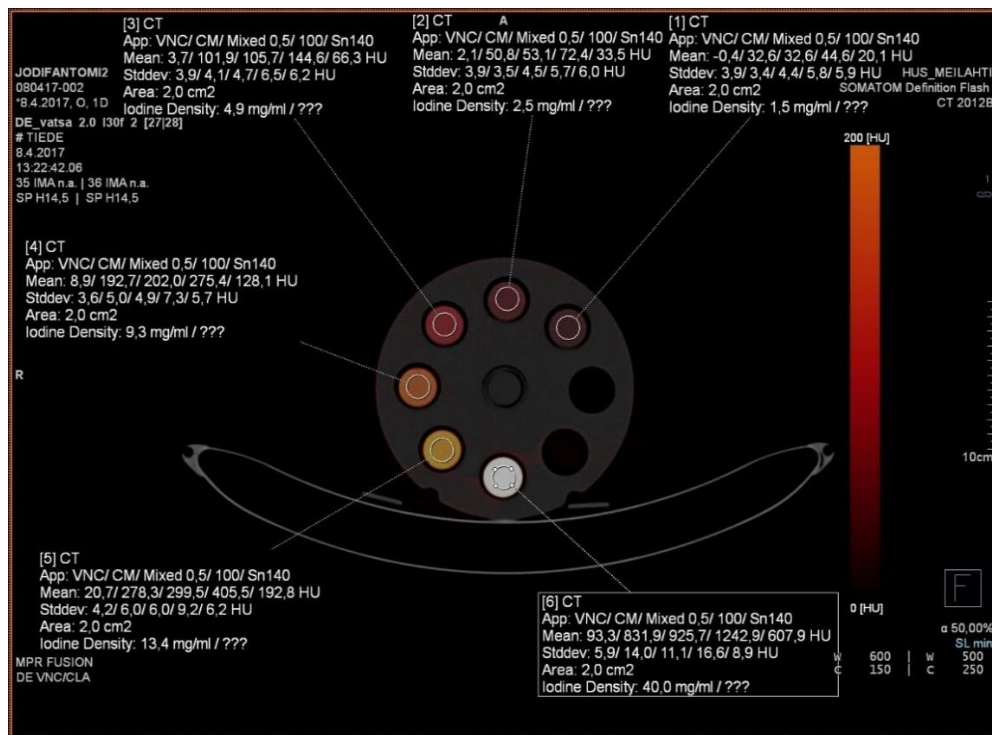


Kuva 4.1 Jodikonsentraatit-pylväsdiagrammi.

*Ideaalilanteessa kaikilla tavoilla mitatut saman liuoksen konsentraatit olisivat hyvin lähellä toisi-
aan. X-akselilla liuoksen tunniste.*



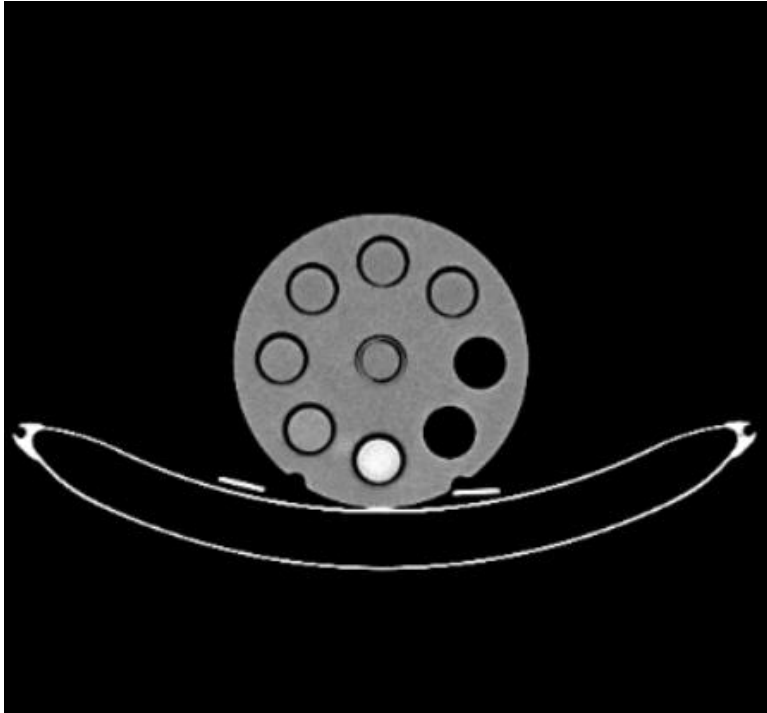
Kuva 4.2 Jodikonsentraatiorekonstruktio koko fantomilla



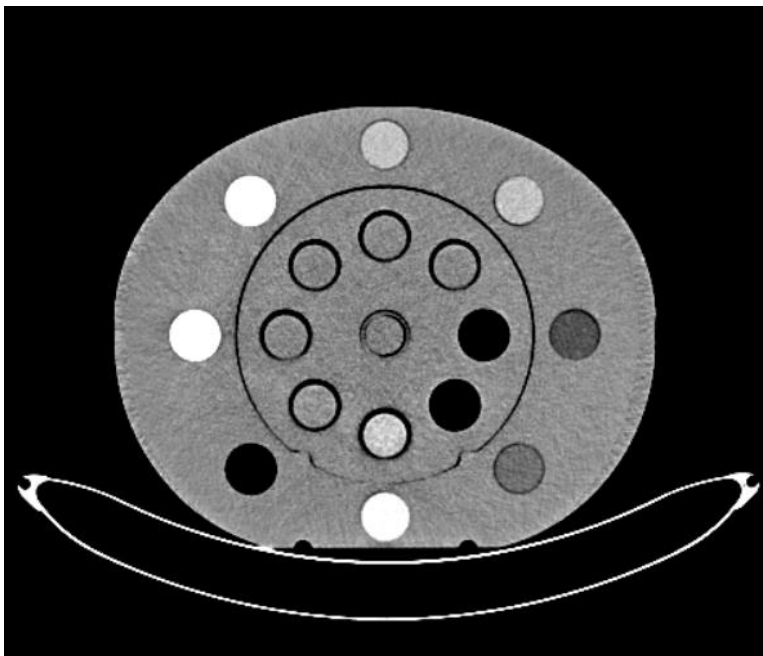
Kuva 4.3 Jodikonsentraatiorekonstruktio vain sisärenkaalla

4.2 Virtuaalinatiivit

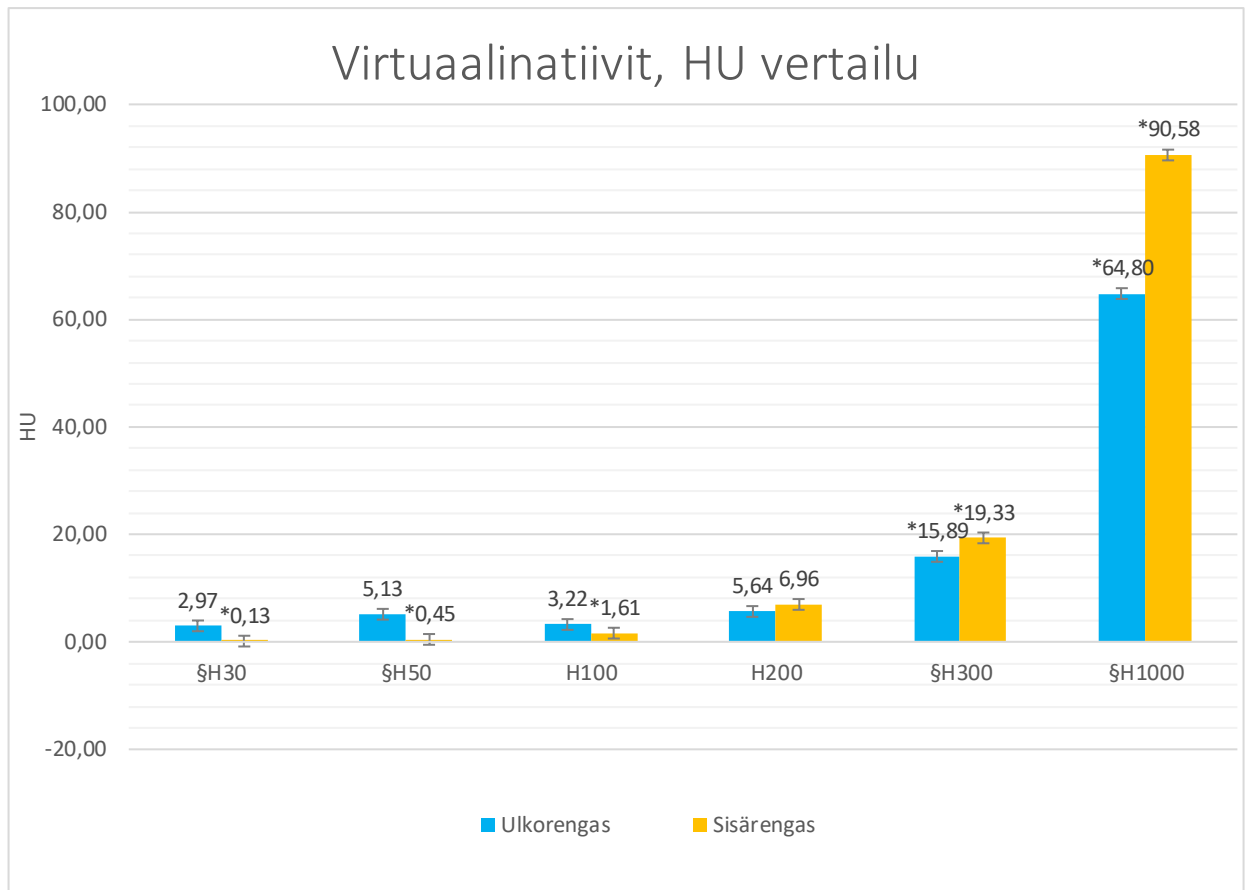
Virtuaalinatiivirekonstruktiot, jossa jodivarjoaineen vaikutus poistetaan kuvista, käyttää samaa laskenta-algoritmia, kun jodikonsentraatiomittauksissa. Jodin määrän ollessa tunnettu, voidaan sen aiheuttaman tiheydenmuutoksen vaikutus poistaa laskennallisesti kuvista. Kuvista 4.4, 4.5 sekä 4.8 huomataan, että tavallisimmilla diagnostisilla TT-lukujen alueilla 0-200 HU, päästään hyvinkin lähelle ideaalisia veden arvoja. Kuva 4.6 näyttää kahdeksan leikkeen keskiarvot varjoainepulloittain. Molempien kuvasarjojen kaikkien leikkeiden taulukoidut arvot löytyvät liitteestä 1. Sisärenkaan arvot ovat hyvin lähellä nollaa aina 100 HU:hun asti. Ulkoreenkaan ollessa mukana kohina sekä todennäköisesti beam-hardening haittaavat kaiken jodivarjoaineen poistoa. Yli 200 HU:n arvoilla jodinpoisto-algoritmit eivät toimi enää optimaalisesti, ja jodin aiheuttama tiheydenmuutos kuvissa on tilastollisesti merkittävä. Pelkän sisärenkaan kanssa kuvattu sarja antaaakin erinomaisen veden oletusarvoja vastaavan tuloksen. Vesivastaavan fantomin harmaasävyt ovat kuitenkin kuvassa tätä oletusarvoa huomattavasti korkeammat (kohteen sisäisen ilman/veden kalibrointi ei ole laitteelta täysin onnistunut), joten erot tähän ovat tilastollisesti merkittäviä. Ulkoreenkaan kanssa virtuaalinatiivikuvat vastaavat paremmin fantomin referenssiä, erojen ollessa merkittäviä vasta yli 300 HU:n arvoilla. Kuvausparametrien kohteen mukaisella optimoinnilla ja tarkalla kalibroinnilla päästään varmasti tarkempiin tuloksiin. Fantomien väliset harmaasävyjen erot olivat tilastollisesti merkityksettömiä vain 100-200 HU alueella, mutta tämäkin on korjattavissa kalibroinnilla. (liite 2)



Kuva 4.4 100/140kV dual energy virtual unenhanced fantomin sisärenkaalla



Kuva 4.5 100/140 "dual energy virtual unenhanced" kuvarekonstruktio koko fantomilla



Kuva 4.6 Virtuaalinatiivien TT-lukujen vertailu.

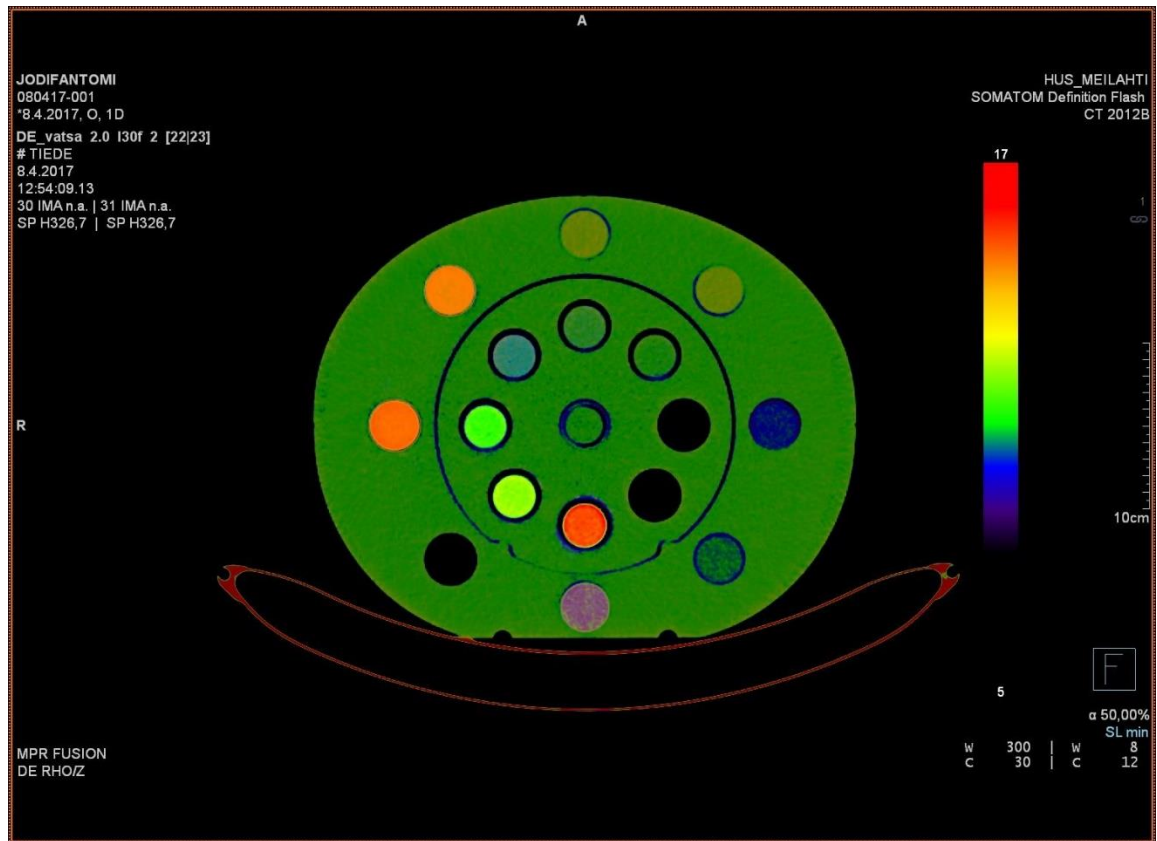
*X-akselilla varjoainepullon tunniste. Ideaalitilanteessa TT-luku vastaisi veden arvoa 0 HU. Virhearviot esitetään kunkin varjoainekonsentraation keskihajonnasta. Rekonstruktion antamien arvojen erotusta fantomista otetuista kiinteän alueen arvoista voidaan alle 200 HU:n alueilla pitää tilastollisesti merkityksettöminä. Tarkemmat tiedot liitteessä 1. (Taulukon * merkitsee tilastollisesti merkittävää eroa jodiliuksen ja referenssitiheyden signaaleissa ja § tilastollisesti merkittävää eroa sisä- ja ulkorengaan signaalien välillä)*

4.3 Tiheyden (ρ) ja järjestysluvun (Z) arviot

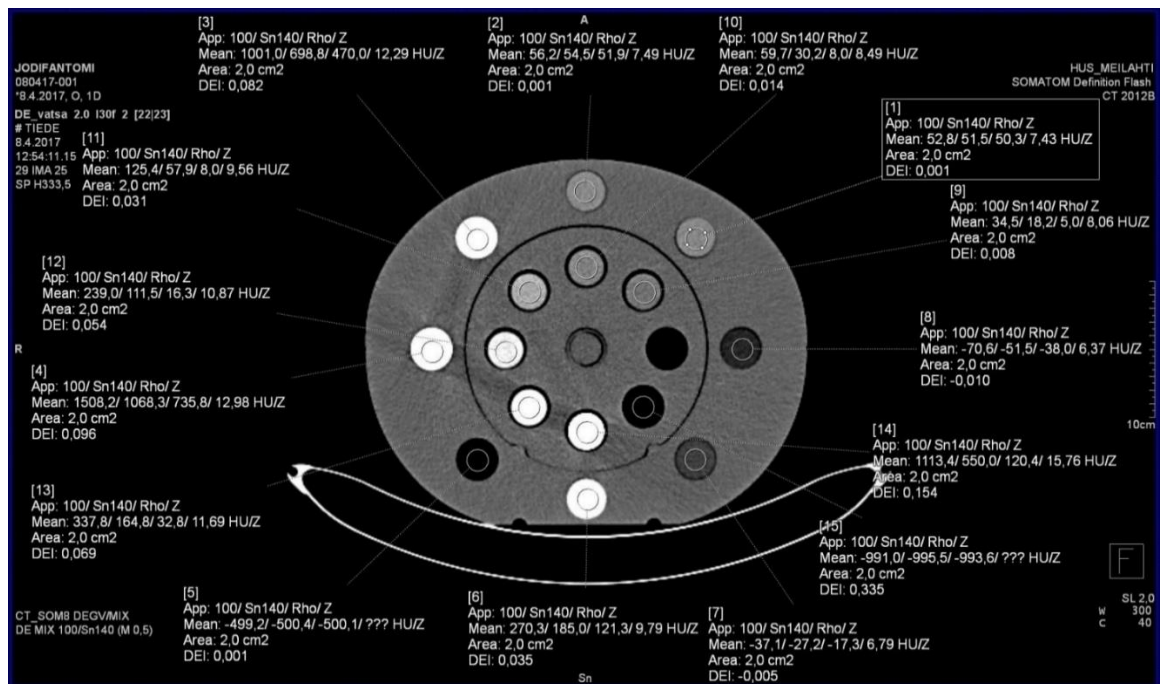
Syngovian ominaisuuksiin kuuluu myös kohteen tiheyden ja järjestysluvun arviointi. Kuvausarvot pyrittiin asettamaan tavallisesti käytettyä 120 kV:n yhden energian tietokonetomografiakuvaa vastaavaksi. Rekonstruktiossa käytetään 100 ja 140 kV:n energioita ja ohjelmaan määritetyt algoritmit laskevat arvion valitulle alueelle. Kohteiden keskeltä valittiin yksi leike, josta merkittiin 2 neliösenttimetrin alue mahdollisimman keskeltä. Vertailun vuoksi tämä tehtiin referenssitiheyksien lisäksi myös varjoaineputkille. (kuvat 4.7 ja 4.8)

Tiheyden arviointi Syngovialla tapahtui ohjelmiston sisäänrakennetuilla algoritmeilla, ja saadut tulokset vastasivat fantomin tunnettuja referenssitiheyksiä (Taulukko 4.2). Yhden TT-luvun muutos vastaa noin 0,1% muutosta elektronitiheydessä, ja taulukosta 4.3 huomaamme että sekä fantomin ilmoitetut tiheydet, että Syngovian arvioimat tiheydet vastaavat erittäin hyvin toisiaan.

Järjestysluvun ohjelmisto ilmoittaa alueen keskimääräisenä järjestyslukuna, mikä kudostavastavien referenssitiheyksien tapauksissa koostuu lähinnä vedestä (vety, 1 ja happi, 8), sekä varsinkin luissa kalsiumista (20) ja hiilestä (6). Fantomissa ei kuvauksissa käytetty vain yhtä alkuainetta sisältävää referenssikohdetta vaan seoksia, joiden elektronitiheys ollaan pyritty saamaan kudostavastaviksi. Kudoksien ja kudostavastavien materiaalitypityksia ollaan kuitenkin taulukoitu [27], jolloin mitattujen arvojen järjellisyttä pystytään arvioimaan. Kudostavastavissa fantomeissa käytetään valmistusmateriaalina usein muoviseosta, joka sisältää fluoria, mutta keskimääräinen järjestysluku pyritään pitämään samassa. Taulukon 5.3 Z-lukujen arvioissa ohjelmisto ei ole pystynyt tuottamaan keuhkovastavalle fantomille mitään arvoa, mutta muiden osalla ollaan materiaalitypityksia vastaavissa luvuissa. Esimerkiksi Rasvakudos sisältää 27,8 % happea ($Z=8$), 59,8 % hiiltä ($Z=6$) sekä 11,4 % vetyä ($Z=1$) ja 1% muita [27]. Tällä kompositiolla rasvakudoksen keskimääräisen efektiivisen järjestysluvun (Z_{eff}) voidaan yksinkertaista approksimaatiota [28] käyttämällä arvioida olevan 6,46, Syngovian määrittäessä vastaavalle ADIPOSE kudostavantomille arvon $Z=6,37$.



Kuva 4.7 Järjestysluku-rekonstruktio värikoodilla kuvataan eri kohteiden järjestyslukuja.



Kuva 4.8 Järjestysluvun sekä tiheyden arviointi rekonstruktion pohjalta.

Samankokoinen (2 cm^2) alue maalattuna eri kohteissa, ja niiden TT-luvut eri virtuaalienergioilla, tiheys sekä järjestysluku ilmoitettuna keskiarvona. Tiedot esitetty taulukossa 4.2

Taulukko 4.2 Tiheys ja Z-luku. Syngovian antamat arvot, kuvasta 4.8

Tunniste	Alue	100kv	140kv	Mixed kV	Rho	Z	Fantomi	Fantomi
		HU	HU	HU	HU	J.luku	ED (g/cm ³)	ρ (g/cm ³)
LIVER	[1] ROI	52,8	51,5	52,5	50,3	7,43	3,52E+23	1,07
MUSCLE	[2] ROI	56,2	54,5	55,7	51,9	7,49	3,48E+23	1,06
BONE800	[3] ROI	1001	698,8	850,1	470	12,29	4,86E+23	1,53
BONE1250	[4] ROI	1508,2	1068,3	1288,5	735,8	12,98	5,66E+23	1,82
LUNG(EX- HALE)	[5] ROI	-499,2	-500,4	-499,6	-500,1	???	1,63E+23	0,5
BONE200	[6] ROI	270,3	185	227,9	121,3	9,79	3,73E+23	1,16
Breast50/50	[7] ROI	-37,1	-27,2	-32	-17,3	6,79	3,26E+23	0,99
ADIPOSE	[8] ROI	-70,6	-51,5	-60,9	-38	6,37	3,17E+23	0,96
HU30	[9] ROI	34,5	18,2	26,6	5	8,06		
HU50	[10] ROI	59,7	30,2	45,2	8	8,49		
HU100	[11] ROI	125,4	57,9	91,9	8	9,56		
HU200	[12] ROI	239	111,5	175,5	16,3	10,87		
HU300	[13] ROI	337,8	164,8	251,6	32,8	11,69		
HU1000	[14] ROI	1113,4	550	831,9	120,4	15,76		
AIR	[15] ROI	-991	-995,5	-993	-993,6	???		

Ja koska 1 hu:n muutos vastaa noin 0,1% muutosta elektronitiheydessä saadaan taulukosta 6.3 vertailukelpoisesti ilmoitettua muutos huoneenlämpöisen veden arvoista 0 hu ja $\rho = 1 \text{ g/cm}$, saadaan taulukon 4.2 mukaan:

Taulukko 4.3 Mitatun TT-luvun ja tunnetun tiheyden poikkeaman vertailu

Arvot annettu erotuksena huoneenlämpöisen veden tiheyden arvoista eli $\Delta\rho = \rho - \rho_w$. Lisäksi ilmoitettu tiheyden suhteellinen ero prosenteissa

$\Delta HU \rightarrow$ $\Delta\rho$		Mitatun tiheys (g/cm ³)	Fantomin tiheys (g/cm ³)	Suhteellinen ero $ \Delta\rho\% =$ $1 - (\rho_{mit} / \rho_{ref})$ (%)
Mitatun $\Delta\rho$	(g/cm ³) _{ref}			
0,0503	0,07	1,0503	1,07	1,84 %
0,0519	0,06	1,0519	1,06	0,76 %
0,47	0,53	1,47	1,53	3,92 %
0,7358	0,82	1,7358	1,82	4,63 %
-0,5001	-0,5	0,4999	0,5	0,02 %
0,1213	0,16	1,1213	1,16	3,34 %
-0,0173	-0,01	0,9827	0,99	0,74 %
-0,038	-0,04	0,962	0,96	0,21 %

5 Johtopäätökset ja yhteenveto

Työstä nähdään, että varjoainepitoisuuksien määrittäminen onnistuu alhaisilla jodipitoisuuksilla, ja että virtuaalinatiivikuvien rekonstruktioalgoritmit toimivat hyvin. Korkeammilla pitoisuuksilla, kun jodiseoksen TT-luvut ylittivät tietyn piteen (200 HU), algoritmit eivät enää olleet tarkkoja. Kudostiheyden määrittämisessä rekonstruktio antoivat myös lupaavia tuloksia, ja ohjelmiston arvioimat tiheydet vastasivat erittäin hyvin fantomin tunnettuja tiheyksiä.

Varjoaineseosmittauksissa diagnostisella alueella (0-300 HU) päästiin pienemmän fantomin tapauksessa keskitarkkuuteen $\pm 4,6\%$, joka on pelkästään varjoaineen sekoituksen arvioidun virherajan ($\pm 7,1\%$) sisällä. Kattavampia tuloksia saataisiin lukuisilla mittauksilla, joihin koneen käyttöasteella ei ollut mahdollisuuksia. Varjoaineen sekoituksen tarkkuutta voitaisiin myös parantaa käyttämällä siihen suunniteltuja välineitä millilitraruiskujen sijaan. Virtuaalinatiivikuvissa, eli varjoaineen poisto-rekonstruktioita käyttämällä päästiin hyviin tuloksiin pienillä jodikonsentraatioilla. Jodi saatiin 30-100 HU alueella häivytettyä lähes täydellisesti, ja 300 HU:n tapauksessa osittain. Korkeammillakin TT-luvuilla rekonstruktioissa pitäisi kuitenkin näkyä ero esimerkiksi verisuonien kalkkeumiin, joka muuten häviäisi varjoaineen sisään.

Työssä tutkittiin myös muita Syngovia-ohjelmiston rekonstruktioita. Yhdestä kuvasarjasta arvioitiin alueen keskimääräinen järjestysluku sekä sen tiheys. Järjestysluvun tarkassa määrittämisessä fantomissa tulisi käyttää kudostavastavien sekoitusten sijaan tunnettuja alkuaineita tai seoksia, mutta rekonstruktioista saatiin kuitenkin suuntaa-antavia arvioita järjestysluvuista. Kalibroimalla laite tunnetuilla alkuaineilla ja lukuisilla toistoilla mahdollistaisi todennäköisesti hyvinkin yksityiskohtaisen järjestyslulukartan ja arvion virheen tarkan määrittäksen.

Kaksoisenergiatietokonetomografia hyödyt diagnostiikassa on lukuisine rekonstruktio mahdollisuuksineen ja paremman harmaasävyerotuskyvyn vuoksi selkeitä. Riippuen käytettävästä tekniikasta voidaan potilasannoskin saada vastaamaan perinteistä tietokonetomografiaa. Jos perinteisellä menetelmällä tarvitaan sekä varjoaine- että natiivileikesarjat, voidaan kokonaisannos saada jopa alhaisemmaksi vain yhden kuvasarjan riittäessä. Ongelmana onkin saada kaksoisenergiatietokonetomografian hyödyt laajemmin sekä radiologien että klinikoiden tietoon. Edistyneiden kahta energiaa

käyttävien laitteiden hinta on edelleen myös huomattavasti kalliimpi, mikä yhdistettynä käyttömahdollisuuksien vähäiseen tuntemukseen vähentää laitehankintoja. Ilmaisinteknologian kehittyessä fotonilaskenta saattaa myös syrjäyttää osan tämänhetkisen kaksoisenergiatietokonetomografian hyödyllisyydestä, mutta voi myös avata uusia sovelluksia, kun saamme yhä enemmän tietoa kuvatusta kohteesta.

Sädehoidossa tärkeän elektronitiheyden määrittämisessä kaksoisenergiatietokonetomografian on osoitettu olevan perinteisiä menetelmiä tarkempi ja varjoaineen poistoalgoritmeista saadaan lisäinformaation myötä huomattavasti tarkempia. Brakysterapiassa tarkemman elektronitiheyden määrittämisen lisäksi saadaan tietoa valosähköisen ilmiön, sekä joissain tapauksissa Rayleighin siroinnin rajapinnoista. Protonihoidoissa lisäksi kohteen ja veden välisen vaimennuskertoimen määrittäminen on tärkeää ja sitä saadaan tarkennettua käyttämällä kaksoisenergiatietokonetomografia-algoritmeja.

Kaksoisenergiatietokonetomografiasovelluksia on jo nyt lukuisia, ja jos menetelmät ja laite kanta yleistyvät, niitä varmasti kehitetään edelleen. Laskentatehon kasvaessa tietokoneiden kehittymisen myötä monimutkaisetkin algoritmit ovat nopeita suorittaa. Visuaaliset työkalut auttavat diagnostiikassa ja laskennallinen lisäinformaatio on kiistaton.

Lähdeluettelo

- [1] Soimakallio, S. Radiologia. ISBN-13: 9789510296264. WSOY. 2005.
- [2] DiSantis, D. "Early American Radiology: The Pioneer Years." American Journal of Radiology 147. 1986.
- [3] Cierniak, R. X-Ray computed tomography in biomedical engineering, Chapter 2. 2011, XII, 319p. ISBN 978-0-85729-026-7 Springer-Verlag London Limited. 2011.
- [4] Beckmann, E C. "CT Scanning the Early Days." The British Journal of Radiology 79, no. 937. 2006.
- [5] The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979. NobelPrize.org. Nobel Media AB 2019. Verkkodokumentti. Luettu 20.1.2019. <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/summary/>
- [6] De Cecco, C.N., Laghi, A., Schoepf, U.J., Meinel, F.G. (toim.) Dual Energy CT in Oncology. Springer. 2015.
- [7] Pukkila, O. (toim.), Säteily- ja ydinturvallisuus 3: Säteilyn käyttö, Säteilyturvakeskus, Helsinki. 2004.
- [8] Test and measurement world. Verkkodokumentti. 2016. Luettu 09.10.2018. <http://www.test-and-measurement-world.com>.
- [9] Dance, D.R., Christofides, S., Maidment, A.D.A., & McLean, I.D. Ng, K.H. (Ed.). Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics. International Atomic Energy Agency (IAEA): IAEA. 2014.
- [10] Gabor, T. Herman. *Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections* (2nd ed.). Springer Publishing Company, Incorporated. 2009.
- [11] Xia, T, Alessio, A, Kinahan, P. Dual energy CT for attenuation correction with PET/CT. Medical physics 41.012501.10.1118/1.4828838. 2014.

- [12] Courtney A. Coursey et. al, Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *Radiographics*. 2010.
- [13] David N. Bolus, Dual-Energy Computed Tomographic Scanners: Principles, Comparisons, and Contrasts, *Journal of Computer Assisted Tomography*: [November/December 2013 - Volume 37 - Issue 6 - p 944–947](#). 2014.
- [14] McCollough, C. H et al. Dual-and Multi-Energy CT: Principles, technical approaches and clinical Applications. 2015
- [15] Luna, A. et al. *Tom. Functional Imaging In Oncology*. Springer. 2014
- [16] Grajo JR, Patino M, Prochowski A, Sahani DV. Dual energy CT in practice: Basic principles and applications. *Appl Radiol*. 2016.
- [17] Patel BN, Thomas JV, Lockhart ME, et al. Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma: optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. *Clin Radiol*. 2013.
- [18] Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology*. 2011.
- [19] Thorsten R. C. Johnson, Dual-Energy CT: General Principles, *American Journal of Roentgenology*. 2012.
- [20] Yamada S, Ueguchi T, Ogata T, Mizuno H, Ogihara R, Koizumi M, et al. Radiotherapy treatment planning with contrast-enhanced computed tomography: feasibility of dual-energy virtual unenhanced imaging for improved dose calculations. *Radiation Oncology*. 2014.
- [21] Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol*. 2014.

- [22] van Elmpt W, Landry G, Das M, Verhaegen F. Dual energy CT in radiotherapy: current applications and future outlook. *Radiother Oncol*. 2016.
- [23] Tsukihara M, Noto Y, Sasamoto R, Hayakawa T, Saito M. Initial implementation of the conversion from the energy-subtracted CT number to electron density in tissue inhomogeneity corrections: an anthropomorphic phantom study of radiotherapy treatment planning. *Med Phys*. 2015.
- [24] Siemens AG, Somatom Definition Flash, Datasheet for Syngo CT 2009A, Muenchen, Germany. 2009.
- [25] Mullins, J. P., Grams, M. P., Herman, M. G., Brinkmann, D. H., & Antolak, J. A. Treatment planning for metals using an extended CT number scale. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016.
- [26] Siemens Healthcare. Verkkodokumentti. 2018. Luettu 14.9.2018. <https://www.healthcare.siemens.fi/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications>
- [27] X-Ray Mass Attenuation Coefficients, NIST Standard Reference Database 126. Verkkotietokanta. Päivitetty 2004. Luettu 6.8.2018. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html>
- [28] Murty, R. C., Effective atomic numbers of heterogeneous materials, *Nature* 207, 398-399. 1965.

Liitteet

Liite 1

Virtuaalinatiivit, ImageJ HU-taulukko

Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	
1	205.994	-999,028	-1007	-993	205.994	-1000,33	-1007	-994	205.994	-1000,54	-1008	-995	205.994	-999,889	-1007	-991	205.994	-1000,51	-1007	-995	205.994	-1000,86	-1009	-993	205.994	-998,528	-1004	-993
2	205.994	-999,347	-1005	-993	205.994	-1000,66	-1007	-995	205.994	-1000,86	-1006	-995	205.994	-1000,29	-1006	-995	205.994	-1000,82	-1007	-995	205.994	-1001,44	-1008	-996	205.994	-998,694	-1003	-992
3	205.994	-999,727	-1004	-994	205.994	-1000,97	-1007	-997	205.994	-1000,78	-1005	-995	205.994	-1000,44	-1005	-995	205.994	-1000,91	-1007	-996	205.994	-1001,87	-1008	-997	205.994	-998,787	-1004	-992
4	205.994	-999,653	-1004	-995	205.994	-1001,02	-1005	-996	205.994	-1001,12	-1007	-996	205.994	-1000,57	-1006	-995	205.994	-1000,92	-1006	-994	205.994	-1002,01	-1007	-997	205.994	-999,065	-1004	-993
5	205.994	-999,681	-1005	-995	205.994	-1001,22	-1006	-996	205.994	-1002,05	-1008	-997	205.994	-1000,97	-1008	-997	205.994	-1001,53	-1008	-995	205.994	-1003,26	-1008	-998	205.994	-999	-1004	-994
6	205.994	-999,324	-1004	-995	205.994	-1000,38	-1005	-996	205.994	-1002,34	-1007	-998	205.994	-1001,22	-1007	-995	205.994	-1000,24	-1005	-993	205.994	-1002,5	-1009	-997	205.994	-998,509	-1003	-994
7	205.994	-994,657	-1000	-989	205.994	-994,741	-999	-989	205.994	-995,273	-1000	-990	205.994	-992,838	-1000	-985	205.994	-991,994	-999	-984	205.994	-989,995	-1002	-979	205.994	-996,889	-1000	-993
8	205.994	-984,512	-1000	-905	205.994	-969,597	-1006	-752	205.994	-974,889	-1007	-818	205.994	-969,931	-1005	-795	205.994	-967,273	-1001	-719	205.994	-974,782	-989	-903	205.994	-997,634	-1001	-994
9	205.994	-780,718	-985	-256	205.994	-683,907	-956	-87	205.994	-730,148	-971	-131	205.994	-727,773	-980	-91	205.994	-701,898	-967	-31	205.994	-774,426	-967	-250	205.994	-996,315	-1002	-993
10	205.994	-207,56	-577	41	205.994	-123,685	-383	42	205.994	-162,968	-478	60	205.994	-166,81	-542	77	205.994	-120,921	-466	106	205.994	-143,56	-564	185	205.994	-984,435	-992	-980
11	205.994	54,37	11	94	205.994	56,676	37	72	205.994	62,912	33	88	205.994	67,125	41	113	205.994	112,38	83	137	205.994	169,093	97	212	205.994	-911,712	-943	-922
12	205.994	55,106	33	81	205.994	54,269	35	73	205.994	48,343	26	73	205.994	38,102	12	63	205.994	39,301	11	63	205.994	112,894	77	144	205.994	-927,764	-943	-909
13	205.994	7,185	-77	41	205.994	15,333	-37	52	205.994	7,546	-22	44	205.994	-5,718	-34	22	205.994	10,907	-15	39	205.994	87,338	32	119	205.994	-959,306	-980	-935
14	205.994	2,449	-183	35	205.994	10,106	-102	43	205.994	3,519	-23	31	205.994	-5,708	-28	31	205.994	25,227	-6	59	205.994	100,245	41	125	205.994	-979,977	-999	-961
15	205.994	7,755	-242	52	205.994	13,676	-122	39	205.994	9,065	-27	36	205.994	16,162	-13	55	205.994	31,343	2	58	205.994	105,495	49	156	205.994	-994,668	-1017	-967
16	205.994	10,222	-259	66	205.994	13,556	-95	51	205.994	9,343	-19	37	205.994	10,824	-24	49	205.994	24,495	-9	66	205.994	89,185	48	122	205.994	-999,847	-1023	-980
17	205.994	12,574	-197	57	205.994	16,806	-37	64	205.994	13,032	-26	39	205.994	13,032	-26	64	205.994	73,727	41	118	205.994	58,134	23	103	205.994	-1001,58	-1019	-977
18	205.994	13,528	-157	52	205.994	15,963	-12	65	205.994	11,079	-22	33	205.994	12,213	-24	57	205.994	16,694	-16	71	205.994	68,755	31	108	205.994	-1002,34	-1022	-976
19	205.994	14,856	-82	68	205.994	13,819	-16	53	205.994	8,625	-18	35	205.994	8,718	-25	58	205.994	16,037	-16	50	205.994	63,537	25	115	205.994	-1002,64	-1019	-984
20	205.994	14,727	-22	63	205.994	13,144	-13	38	205.994	8,863	-23	35	205.994	7,134	-23	40	205.994	14,146	-16	47	205.994	59,468	11	87	205.994	-1001,49	-1021	-976
21	205.994	11,519	-22	52	205.994	11,931	-25	35	205.994	5,657	-30	36	205.994	6,63	-33	42	205.994	14,417	-26	65	205.994	58,551	27	93	205.994	-1002,28	-1021	-983
22	205.994	8,032	-17	35	205.994	8,486	-15	38	205.994	3,694	-26	34	205.994	5,532	-22	31	205.994	14,056	-18	43	205.994	58,134	23	103	205.994	-1001,06	-1018	-976
23	205.994	6,708	-25	39	205.994	7,583	-21	38	205.994	3,56	-22	35	205.994	5,486	-25	33	205.994	14,532	-19	49	205.994	60,324	33	102	205.994	-1001,61	-1017	-980
24	205.994	5,639	-28	37	205.994	7,227	-20	31	205.994	3,56	-26	37	205.994	4,731	-26	34	205.994	14,907	-16	47	205.994	61,823	26	93	205.994	-1000,76	-1018	-977
25	205.994	3,708	-18	29	205.994	5,912	-21	33	205.994	2,912	-22	27	205.994	3,931	-21	31	205.994	15,25	-16	46	205.994	62,708	35	91	205.994	-999,847	-1017	-970
26	205.994	3,838	-16	25	205.994	5,454	-20	32	205.994	3,148	-21	32	205.994	4,509	-37	38	205.994	15,94	-8	41	205.994	63,394	38	95	205.994	-999,884	-1016	-975
27	205.994	2,065	-21	34	205.994	5,106	-22	31	205.994	4,741	-23	37	205.994	5,093	-26	39	205.994	17,324	-10	40	205.994	64,366	28	92	205.994	-1000,37	-1018	-978
28	205.994	1,903	-28	28	205.994	4,227	-18	29	205.994	5,019	-38	35	205.994	6,12	-21	33	205.994	15,704	-15	43	205.994	65,019	31	95	205.994	-1000,76	-1018	-971
29	205.994	1,019	-31	27	205.994	3,894	-40	28	205.994	2,912	-26	28	205.994	8,185	-26	33	205.994	16,356	-12	44	205.994	67,852	41	118	205.994	-1000,58	-1018	-979
30	205.994	-1,102	-30	23	205.994	1,644	-28	21	205.994	-0,074	-30	27	205.994	7,087	-21	35	205.994	17,102	-17	43	205.994	72,898	37	113	205.994	-1000,49	-1018	-982
31	205.994	-4,051	-27	32	205.994	-0,875	-23	21	205.994	-3,037	-32	28	205.994	0,741	-27	31	205.994	15,778	-8	51	205.994	74,264	37	110	205.994	-998,968	-1017	-976
32	205.994	-7,921	-33	24	205.994	-2,606	-27	25	205.994	-7,63	-29	27	205.994	-0,153	-37	35	205.994	14,136	-23	44	205.994	78,81	43	108	205.994	-993,412	-1016	-972
33	205.994	-14,681	-52	30	205.994	-10,125	-38	29	205.994	-13,292	-43	15	205.994	-4,654	-43	27	205.994	13,176	-33	57	205.994	83,218	41	125	205.994	-982,722	-1011	-953
34	205.994	0,838	-54	67	205.994	4,074	-51	53	205.994	-5,032	-62	40	205.994	-0,245	-40	36	205.994	19,653	-35	62	205.994	85,213	29	128	205.994	-968,63	-999	-931
35	205.994	39,375	-3	92	205.994	42,949	-51	100	205.994	24,458	-51	80	205.994	18,111	-19	68	205.994	34,032	-6	73	205.994	103,153	50	186	205.994	-949,727	-987	-896
36	205.994	77,491	46	118	205.994	82,634	42	120	205.994	73,162	45	108	205.994	78,176	39	113	205.994	74,866	39	114	205.994	122,125	86	169	205.994	-949,94	-982	-915
37	205.994	64,565	52	77	205.994	59,167	38	78	205.994	52,588	41	70	205.994	66,37	46	86	205.994	65,417	50	91	205.994	126,199	108	140	205.994	-954,482	-964	-944
Keskianvo		2,97225				5,130875				3,22225				5,644				15,88938			64,79925				-1000,54			
Keskiahjonta		2,528109				1,913374				1,550408				1,423235				0,999972			3,969879				0,575444			
Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	Area	HU	MIN	MAX	
1	205.994	-996,778	-1004	-990	205.994	-989,745	-999	-978	205.994	-999,722	-1005	-992	205.994	-997,333	-1004	-987	205.994	-1000,82	-1008	-993	205.994	-1004,52	-1013	-992	205.994	-994,986	-1001	-990
2	205.994	-997,296	-1003	-990	205.994	-982,792	-1000	-913	205.994	-1001,12	-1007	-995	20															

Liite 2

Virtual-monoenergetic – HU vertailu

[illegible]

T-testit

Leike	h30	h50	h100	h200	h300	h1000	AIR	Fantomi, veden tiheys	h30	h50	h100	h200	h300	h1000	AIR	Fantomi, veden tiheys	
16	10,222	13,556	9,343	10,824	10,834	24,495	89,185	-999,847	9,009	6,231	9,977	12,796	15,958	29,898	101,032	-1010,19	20,255
17	12,574	16,906	12,185	13,032	18,153	73,727	-1001,58	8,931	-2,579	7,606	9,741	13,981	27,384	96,694	-1010,19	18,125	
18	13,528	15,963	11,079	12,213	16,694	68,755	-1002,34	11,759	0,372	3,389	6,361	11,287	24,972	93,958	-1010,34	14,218	
19	14,856	13,819	8,625	8,718	16,037	63,537	-1002,64	11,13	-0,611	1,894	4,44	9,778	22,199	92,991	-1010,03	11,361	
20	14,727	13,144	8,583	7,134	14,148	59,468	-1001,49	10,829	-0,597	2,199	3,097	8,375	20,685	91,458	-1009,22	9,389	
21	11,519	11,931	5,657	6,63	14,417	58,551	-1002,28	9,917	0,009	1,597	2,699	7,63	20,074	91,25	-1008,26	7,755	
22	8,032	8,486	3,694	5,532	14,056	58,134	-1001,06	9,264	0,278	1,032	2,481	7,875	19,884	90,694	-1008,42	6,551	
23	6,708	7,583	3,56	5,486	14,532	60,324	-1001,61	8,509	0,5	0,569	1,486	7,111	18,815	90,338	-1008,4	6,708	
24	5,639	7,227	3,56	4,731	14,907	61,833	-1000,76	6,903	0,5	0,264	1,352	6,796	19,236	90,12	-1008,48	6,037	
25	3,708	5,912	2,912	3,931	15,25	62,708	-999,847	6,204	0,644	-0,574	0,69	6,185	18,778	89,931	-1007,76	6,014	
26	3,838	5,454	3,148	4,509	15,94	63,394	-999,884	5,088	0,116	-0,796	0,551	6,088	19,699	90,333	-1007,67	6,833	
27	2,065	5,106	4,741	5,093	17,324	64,366	-1000,37	3,509	-0,38	-0,708	0,551	5,597	18,495	90,491	-1007,6	5,801	
28	1,903	4,227	5,019	6,12	15,704	65,019	-1000,76	4,546	-0,556	-0,593	1,204	6,194	18,213	91,074	-1007,84	5,259	
29	1,019	3,894	2,912	8,185	16,356	67,852	-1000,58	4,13	0,861	-0,648	0,694	4,81	18,273	91,806	-1006,75	4,255	
30	-1,102	1,644	-0,074	7,097	17,102	72,898	-1000,49	3,06	0,537	-0,713	1,106	6,56	20,051	94,514	-1004,69	3,208	
31	-4,051	-0,875	-3,037	0,741	15,778	74,264	-998,968	2,819	0,542	0,139	1,537	8,204	20,852	97,588	-1001,54	-0,005	
T testin arvot																	
Ulkoirengas			(kaksisuuntainen jakauma, erisuuret varianssit)														
h30	h50	h100	h200	h300	h1000												
0,698524539	0,460739	0,105865	0,751986	4,51798E-10	5,02625E-17												
Sisärengas																	
h30	h50	h100	h200	h300	h1000												
4,65E-05	0,000266	0,004214	0,947027	1,79E-08	5,11E-27												
Sisä/ulko vertailu																	
* Tilastollisesti merkittävä ero tiheysfantomin (vettä vastaava)																	
§ Tilastollisesti merkittävä ero mitattujen fantomikokojen välillä																	
										0,00121	0,000158	0,158243	0,214521	0,000137	1,19E-10		
										6	6			6	6		